

Titre: Analyse biomécanique de techniques de dérotation vertébrale pour la correction 3D de la scoliose lors de la chirurgie d'instrumentation postérieure du rachis
Title:

Auteur: Laure Boyer
Author:

Date: 2017

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Boyer, L. (2017). Analyse biomécanique de techniques de dérotation vertébrale pour la correction 3D de la scoliose lors de la chirurgie d'instrumentation postérieure du rachis [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/2908/>
Citation:

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/2908/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin, & Stefan Parent
Advisors:

Programme: Génie mécanique
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE TECHNIQUES DE DÉROTATION VERTÉBRALE POUR
LA CORRECTION 3D DE LA SCOLIOSE LORS DE LA CHIRURGIE
D'INSTRUMENTATION POSTÉRIEURE DU RACHIS

LAURE BOYER

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR
(GÉNIE MÉCANIQUE)

DÉCEMBRE 2017

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE TECHNIQUES DE DÉROTATION VERTÉBRALE POUR
LA CORRECTION 3D DE LA SCOLIOSE LORS DE LA CHIRURGIE
D'INSTRUMENTATION POSTÉRIEURE DU RACHIS

présentée par : BOYER Laure

en vue de l'obtention du diplôme de : Philosophie Doctor

a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de :

Mme PERIÉ-CURNIER Delphine, Ph. D., présidente

M. AUBIN Carl-Éric, Ph. D., membre et directeur de recherche

M. PARENT Stefan, MD., Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. WAGNAC Éric, Ph. D., membre

M. CUNIN Vincent, MD., membre externe

DÉDICACE

« *Sempre endavant* »

Devise catalane

REMERCIEMENTS

Je souhaite remercier chaleureusement toutes les personnes qui ont joué un rôle dans ce projet doctoral et contribué, de près ou de loin, à l'aboutissement de ce travail.

Tout d'abord, mes directeurs, Pr. Carl-Éric Aubin et Dr. Stefan Parent, pour m'avoir confié ce projet de recherche. Je les remercie pour la qualité de la formation qu'ils m'ont offerte tout au long de ces années de thèse, grâce à leur dynamisme remarquable, leur grande pédagogie, leur sens critique aiguisé et l'autonomie qu'ils m'ont accordée. Je leur suis également reconnaissante de m'avoir laissé l'opportunité d'enseigner durant la préparation de ma thèse.

Aux Pr. Delphine Perié-Curnier, Pr. Éric Wagnac et Dr. Vincent Cunin pour leur intérêt porté à ce projet et pour avoir accepté de siéger dans mon jury de thèse.

Mes remerciements s'adressent également,

Tout particulièrement au Dr. Richard Schwend, qui m'a accueillie dans sa clinique. Sa passion pour sa pratique, sa motivation pour la recherche des meilleurs soins et sa curiosité sont communicatives.

Aux chirurgiens orthopédistes qui m'ont ouvert leurs salles d'opération et fait partager leurs précieuses connaissances: Dr. Jean-Marc Mac Thiong, Dr. Hubert Labelle, Dr. John Anderson.

Aux associés de recherche et tous ceux qui m'ont apporté une aide précieuse dans la réalisation de ce projet grâce à leurs connaissances techniques: Julie Joncas, Christian Bellefleur, Natalie Bourassa, Phillipe Labelle, Soraya Barchi, Ernestine Muller, Isabelle Turgeon et Sylvain Deschênes.

A tous mes collaborateurs dans les différents projets avec lesquels nous avons eu l'occasion d'échanger nos points de vue: Dr Lawrence Lenke, Dr. Xiaoyu Wang, Dr. Franck Le Navéaux, Jesse Shen, Dr. Samuel Kadoury, Dr. Peter Newton et Dr David Skaggs.

Au Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG) et la compagnie Medtronic qui ont financé ce projet. Au programme de formation MEDITIS, qui m'a offert l'opportunité d'un stage international et des collaborations fructueuses. Particulièrement, merci à Julia Leamon, Elizabeth Bartolino et Nathalie Jourdain, qui m'ont assistée dans les processus administratifs.

Je souhaite associer à ces remerciements tous mes collègues, et maintenant amis, du laboratoire.

Merci aussi à:

Léo, pour son support technique en toutes circonstances

Viviane et Manon, pour siéger au Conseil des sages

Nelly, Diane, Yasmine, Natasha, Julien et Geneviève

Mes sambistas, pour partager notre passion

Hugo, Alexis et Bruno, pour partager mes fins de semaine

Mes parents, toute ma famille, pour leur soutien

Et une pensée pour ma fidèle Conka qui me ramène toujours à l'essentiel.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Dans le cas de déformations sévères, une chirurgie d'instrumentation est préconisée. Cette chirurgie consiste généralement à insérer des implants (vis pédiculaires) dans les vertèbres pour réaliser une succession de manœuvres chirurgicales visant à corriger les déformations scoliotiques. Des tiges sont placées dans les vis pédiculaires durant les manœuvres afin de maintenir la correction. À ce jour, plusieurs manœuvres chirurgicales sont à la disposition des chirurgiens pour corriger la déformation scoliotique en 3D durant l'instrumentation. Les manœuvres les plus récemment développées se sont concentrées sur l'amélioration des déformations scoliotiques dans le plan transverse (rotation axiale vertébrale). Notamment, les manœuvres de Dérotation Vertébrale (VD) visent à corriger la rotation axiale des vertèbres en appliquant une force sur un outil de dérotation, extenseur de la vis pédiculaire rigidement fixée à la tête de vis. On distingue deux grandes catégories de dérotations faisant intervenir différents mécanismes de correction. La « dérotation Segmentaire » est une manipulation locale qui corrige la rotation intervertébrale séquentiellement à chaque niveau instrumenté (correction incrémentale), tandis que la « dérotation En Bloc » est une manipulation régionale des niveaux apicaux, où la rotation axiale est maximale, pour corriger la déformation dans le plan transverse en une unique manipulation.

Des études cliniques et biomécaniques ont montré que les manœuvres de dérotation amélioraient significativement la correction des déformations dans les plans transverse et coronal. La restauration du profil sagittal est également un des objectifs principaux visé par la chirurgie d'instrumentation, et des craintes quant à l'impact négatif des manœuvres de dérotation sur la cyphose thoracique ont été formulées par les praticiens. Les différences entre les dérotations Segmentaire et En Bloc en termes de résultats de correction 3D restent peu investiguées dans la littérature. Les manœuvres de dérotation offrent la possibilité d'appliquer des efforts importants sur les vertèbres pour parvenir à la correction du plan transverse, mais des efforts excessifs peuvent entraîner le descellement des implants ou le bris du pédicule. Des études expérimentales sur des vertèbres cadavériques ont montré que le choix de la stratégie de dérotation avait un impact sur la force menant à la rupture de l'interface os-implant.

Les recommandations formulées par les praticiens sur le choix de la stratégie de dérotation et les ajustements dans la technique d'exécution afin d'obtenir une correction optimale et sécuritaire de la scoliose reposent aujourd'hui sur l'expérience des chirurgiens et des principes empiriques. L'avantage biomécanique d'une stratégie de dérotation par rapport à une autre n'a pas été établi à ce jour.

L'objectif général de ce projet doctoral était d'évaluer la biomécanique des manœuvres de dérotation vertébrale en vue d'améliorer les techniques de correction 3D et de diminuer les efforts supportés par l'instrumentation lors du traitement chirurgical de la scoliose. Les travaux effectués dans cette thèse visaient à répondre à deux questions de recherche :

- 1) Quel est l'impact des différentes manœuvres de dérotation sur la biomécanique du rachis scoliotique lors des chirurgies d'instrumentation ?
- 2) Comment effectuer les manœuvres chirurgicales pour maximiser la correction 3D et limiter les efforts appliqués à l'interface implant-vertèbre ?

La méthodologie hybride développée afin de répondre aux questions de recherche s'est appuyée sur l'analyse de résultats chirurgicaux à partir de la reconstruction 3D géométrique du rachis de patients, ainsi que sur l'analyse de simulations numériques de manœuvres de dérotation vertébrale à l'aide de modèles biomécaniques personnalisés.

Le premier volet de cette thèse a porté sur la description et la comparaison de la correction 3D obtenue par différentes techniques chirurgicales d'instrumentation sur des cas cliniques, avec une attention particulière portée au plan transverse.

Pour ce faire, dans un premier temps, sept méthodes de mesures de la rotation axiale vertébrale ont été évaluées en termes d'exactitude et de précision, pour des vertèbres non instrumentées (état préopératoire) et instrumentées de vis pédiculaires et tiges (état postopératoire). Deux vertèbres synthétiques, avec et sans instrumentation, ont été radiographiées dans 53 positions 3D fixées à l'aide d'un montage expérimental. La rotation axiale a été mesurée avec chacune des sept méthodes, par deux observateurs, et à deux reprises espacées d'une semaine. L'erreur de mesure moyenne des différentes techniques était comprise entre 2° (méthode de mesure basée sur la reconstruction 3D surfacique du logiciel SterEOS) et 9° (méthode de Nash-Moe). La présence de

l'instrumentation sur la vertèbre n'altérerait pas négativement l'erreur de mesure, indiquant que les méthodes sont autant adaptées pour mesurer la déformation préopératoire et le résultat postopératoire.

Dans un second temps, une étude clinique rétrospective a été menée sur 77 cas de scoliose avec une courbure thoracique majeure droite, opérés entre les années 2010 et 2015 par différentes techniques de correction, incluant soit une dérotation Segmentaire (31 cas), soit une dérotation En Bloc (25 cas), soit une technique de translation de la tige (21 cas). La reconstruction 3D à l'aide du logiciel SterEOS du rachis a été réalisée à l'état pré- et post-opératoire, et sept indices de correction 3D mesurés. Cette étude a révélé que les trois techniques chirurgicales permettaient une correction significative de la déformation dans le plan frontal et le plan transverse. La rotation axiale de la vertèbre apicale, où la déformation dans le plan transverse était maximale, était corrigée de manière similaire par les deux techniques de dérotation. En revanche, la manipulation individuelle de chaque niveau instrumenté par la technique Segmentaire a permis d'atteindre une correction plus locale des rotations intervertébrales, améliorant ainsi la détorsion du rachis instrumenté. Aucune corrélation entre la correction de la rotation axiale et le changement de cyphose n'a été mise en évidence, montrant que l'amélioration de la déformation dans le plan transverse par les manœuvres de dérotation n'implique pas une diminution systématique de la cyphose thoracique lors de la chirurgie. Une tendance vers la normalisation de la cyphose a été notée avec la pratique des manœuvres de dérotation, avec une augmentation de la cyphose des cas hypo-cyphotiques.

Le deuxième volet de cette thèse visait à évaluer l'effet biomécanique du choix de la stratégie de dérotation sur la correction 3D et les chargements induits sur les implants. Un modèle numérique personnalisé de cinq cas de scoliose a été exploité pour simuler différentes approches de correction incluant des manœuvres de dérotation. Pour chaque patient, la géométrie préopératoire du rachis a été reconstruite en 3D, puis un modèle biomécanique multicorps créé. Les vertèbres étaient considérées comme des corps rigides, reliées entre elles par des ressorts à six dimensions dont les propriétés étaient issues de la littérature (tests sur des vertèbres cadavériques). La rigidité du rachis était ensuite ajustée au patient en se basant sur la réductibilité des courbures sur les radiographies en inflexion latérale. L'instrumentation (vis pédiculaires et tiges d'instrumentation) et les outils chirurgicaux de dérotation ont été modélisés. Les manœuvres de dérotation En Bloc

et Segmentaire ont été simulées par l'application de forces sur les outils de dérotation, telles qu'observées en salle d'opération.

Pour chaque cas, différentes stratégies chirurgicales ont été simulées : 1) sans dérotation; 2) sans dérotation avec cintrage différentiel des tiges concave et convexe ; 3) avec une dérotation En Bloc ; 4) avec une dérotation Segmentaire. Des ajustements dans l'exécution de la technique de dérotation, identifiés auprès de chirurgiens experts, ont également été simulés: a) avec ou sans pont de jonction entre les outils de dérotation placés des côtés concave et convexe; b) avec la tige concave ou avec les deux tiges insérées dans les implants ; c) avec ou sans contre-torsion aux limites du montage ; d) avec différents nombres de niveaux vertébraux dérotés.

La simulation des différents scénarios a mis en évidence l'intérêt d'ajouter une manœuvre de dérotation vertébrale à la stratégie chirurgicale pour obtenir une correction 3D. Les manœuvres de dérotation En Bloc et Segmentaire permettaient de corriger la déformation dans le plan transverse, ce que ne permettait pas la chirurgie sans dérotation. L'effet limité du cintrage différentiel entre les tiges pour la correction du plan transverse a également été relevé. La technique de dérotation Segmentaire, permettait une meilleure correction de la rotation intervertébrale, mais induisait des risques de balayage des implants plus élevés que la technique de dérotation En Bloc bilatérale. Les techniques de dérotation mettaient en jeu des efforts à l'interface implant-vertèbre d'amplitude et d'orientation différentes selon les ajustements dans leur exécution. Notamment, l'utilisation d'un pont pour lier les dérotateurs placés des côtés concave et convexe diminuait les moments médio-latéraux (balayage de l'implant), mais en contrepartie, augmentait les efforts d'arrachement de l'implant. La pratique de la dérotation après l'insertion des deux tiges augmentait les risques d'arrachement des implants. Ainsi, les choix du chirurgien dans l'exécution des techniques de dérotation doivent donc être planifiés avec attention pour éviter les risques potentiels engendrés par le descellement de l'implant (compression de la moelle épinière, de l'aorte, arrachement de la vis, etc.).

Les travaux présentés dans cette thèse confirment que le choix de la stratégie de dérotation impacte le résultat de correction 3D et les chargements induits sur les implants lors de la chirurgie d'instrumentation. La poursuite de ce projet pour inclure les résultats cliniques

(correction de la gibbosité, questionnaire de satisfaction du patient, etc.) permettrait d'approfondir l'évaluation et la comparaison des différentes stratégies de dérotation.

Ce projet doctoral a mis en évidence l'importance de la stratégie de dérotation vertébrale lors de la chirurgie d'instrumentation postérieure du rachis, et des recommandations cliniques pour maximiser la correction 3D et prévenir les risques de descellement de l'instrumentation ont ainsi pu être formulées. La poursuite de ces travaux de recherche dans le développement du simulateur de chirurgie permettrait de rationaliser la pratique chirurgicale impliquant des manoeuvres de dérotation vertébrale, et assister les chirurgiens dans leurs décisions préopératoires pour un traitement optimal de chaque patient atteint de scoliose.

ABSTRACT

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) is a tridimensional deformity of the spine and the rib cage. For severe deformities, a spinal instrumentation surgery is recommended. This surgery generally consists of scoliosis correction through implants (pedicle screws) insertion into vertebrae, to perform a sequence of surgical maneuvers and maintaining the correction through rods fixed into the implants. To date, surgeons are able to address the scoliotic 3D deformities through several correction maneuvers during the instrumentation. The most recently developed maneuvers are focusing on the improvement of the transverse plane deformity (vertebral axial rotation). Among these maneuvers, the Vertebral Derotation (VD) maneuvers aim to correct the vertebral axial rotation by applying forces directly on a derotation tool, rigidly fixed on pedicle screws. Derotation maneuvers can be classified in two main categories involving different correction mechanisms. The « Segmental derotation » is a local manipulation that sequentially addresses the intervertebral rotation at each instrumented vertebral level (incremental correction). The « En Bloc derotation » is a unique and global manipulation of the apical levels (at the maximal axial rotation), leading to the correction of the transverse plane deformity.

Several clinical and biomechanical analyses have shown that the derotation maneuvers significantly improved the transverse and coronal plane deformities. Meanwhile, sagittal plane restoration is also one of the main goals of the surgery, but several investigators have suggested that the vertebral derotation may reduce the thoracic kyphosis. Differences between Segmental and En Bloc derotation in terms of 3D correction remain poorly investigated in the literature. Derotation maneuvers allow to apply powerful forces on the vertebrae to correct the transverse plane deformity. However excessive forces may lead to screw loosening or pedicle breach. Experimental studies on cadaveric vertebrae show that the derotation strategy can impact differently the force leading to the pedicle screw's failure.

In order to obtain the optimal and safer scoliosis correction regarding to the derotation strategy, the surgeons' recommendations are based on their experiences and empirical principles. To date, none of these derotation strategies has been shown to have biomechanical superiority.

The general objective of this PhD project was to assess the biomechanics of Vertebral Derotation maneuvers in order to improve the 3D correction techniques while reducing the loads supported by the instrumentation during the scoliosis surgery.

The studies conducted in this project sought to answer two research questions:

- 1) What is the impact of the different derotation maneuvers on the scoliotic spine biomechanics during the instrumentation surgery?
- 2) How to perform the surgical maneuvers to maximize the 3D correction and limit the loads at the bone-implant interface?

The hybrid methodology developed to address these research questions relied on the analysis of surgical results based on 3D reconstruction of patients' spine, and on numerical simulations of the derotation maneuvers based on patient-specific biomechanical models.

The first part of this manuscript compared the 3D correction obtained with different surgical techniques in clinical cases instrumentation. The focus was specifically on the transverse plane correction.

For this comparison, seven vertebral axial rotation measurement methods were first assessed in terms of accuracy and precision, for non-instrumented vertebrae (preoperative state) and instrumented vertebrae with pedicle screws and rods (postoperative state). Two synthetic vertebrae, with and without instrumentation, were radiographed in 53 3D positions fixed thanks to an experimental set-up. The axial rotation was measured with each of the seven methods, by two observers. A second set of measurements has been performed one week later. The average measurement error was between 2° (from 3D surface-based reconstruction software SterEOS) and 9° (from Nash-Moe method). The presence of a spinal instrumentation did not affect the measurement error, showing that the methods are suited for measuring the postoperative resulting axial rotation with the same accuracy as the preoperative deformity.

Then, a retrospective clinical study has been conducted on 77 right main thoracic curve scoliotic cases, operated between 2010 and 2015 by different correction techniques, including a Segmental derotation (31 cases) or an En Bloc derotation (25 cases) or a rod translation technique (21 cases). The 3D reconstruction of the preoperative and postoperative spine was performed with the SterEOS software, and seven 3D correction indices were computed. This study revealed that these three surgical techniques enabled a significant correction of the deformity in the frontal and transverse planes. The axial rotation of the apical vertebra, where the transverse plane deformity was maximal, was similarly corrected with both derotation techniques. However, the individual manipulation of each instrumented vertebra allowed to obtain a better local correction of the intervertebral rotations, improving the detorsion of the instrumented spine. No correlation was found between the axial rotation correction and the kyphosis change, proving that improvement of the transverse plane by derotation maneuvers did not induce a decrease in the thoracic kyphosis during the instrumentation surgery. A tendency toward normalization of the kyphosis resulted from the practice of derotation maneuvers, with an increase in the kyphosis of the hypokyphotic cases.

The second part of this thesis aimed to evaluate the biomechanical effect of the derotation strategy on the 3D correction and the resulting loadings on the implants. Five AIS patient-specific numerical models were exploited to simulate different surgical correction approaches including derotation maneuvers. For each patient, the geometry of the preoperative spine was reconstructed in 3D, and a biomechanical multi-body model was created. The vertebrae were considered as rigid bodies connected by six dimension springs which properties were extracted from the literature (experimental testing on cadaveric vertebrae). The spinal stiffness was then adjusted to match the patient flexibility, using the curves reducibility on the lateral bending radiographs. The instrumentation (pedicle screws and rods) and the surgical tools for the derotation maneuver were modeled. En Bloc derotation and Segmental derotation were simulated by applying forces on the surgical tools, as it was observed in the operating room.

For each case, different surgical strategies were modeled: 1) without derotation; 2) without derotation and with differential contouring between concave and convex rods; 3) with an En Bloc derotation; 4) with a Segmental derotation. Execution of derotation techniques have also been

simulated with these following additional variations: a) with or without a bridge to join concave and convex derotation tools; b) with concave rod only or with both concave and convex rods; c) with or without counter-torque at the ends of the instrumentation construct; d) with different numbers of derotated levels.

These simulations have shown the importance of the vertebral derotation maneuver in the surgical strategy for 3D correction. En Bloc and Segmental derotation enabled the transverse plane deformity correction, whereas the strategies without derotation did not reach a significant correction. Differential rod contouring had a limited effect onto the transverse plane. The Segmental derotation techniques allowed a better intervertebral rotation correction, but induced higher implant plowing risks compared to the bilateral En Bloc derotation. The derotation techniques generated different loads at the bone-implant interface in terms of amplitude and orientation depending on the adjustments in the execution of the technique. Particularly, bridge linking the concave and convex derotators lowered the medio-lateral torque (screw plowing risk), but increased the implant axial loads (pullout risk). The practice of the derotation after both rods insertion induced a higher risk of implant pullout. Surgeons' decision concerning the execution of the derotation technique must be carefully planned to avoid the potential risks related to implant failure during the maneuver (compression of the spinal cord or the aorta, screw pullout, etc.).

The results of this work confirm that the derotation strategy impacts the 3D correction results and the loadings generated on the implants during scoliosis instrumentation surgery. Further work including clinical results (correction of the rib hump, patient satisfaction questionnaire, etc.) would enable a deeper analysis and comparison of the different derotation strategies.

This PhD project highlighted the importance of the vertebral derotation strategy for posterior spinal instrumentation, and clinical recommendations have been developed in order to maximize the 3D correction and prevent implant failure risks. Further development of the surgical simulator would help rationalize surgical practice of derotation maneuvers, and guide surgeons for their preoperative decision-making to achieve the optimal care of each scoliotic patient.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	VI
ABSTRACT	XI
TABLE DES MATIÈRES	XV
LISTE DES TABLEAUX.....	XIX
LISTE DES FIGURES	XXI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXVIII
LISTE DES ANNEXES	XXX
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
2.1 Anatomie descriptive, fonctionnelle et biomécanique du rachis sain	4
2.1.1 Repères anatomiques.....	4
2.1.2 Composantes et biomécanique du rachis.....	5
2.1.3 Cinématique du rachis	10
2.2 Scoliose idiopathique de l'adolescent	11
2.2.1 Déformation tridimensionnelle du rachis et de la cage thoracique	11
2.2.2 Indices d'évaluation des déformations 3D du rachis.....	12
2.2.3 Classifications et traitement	18
2.3 Instrumentation chirurgicale contemporaine par abord postérieur.....	20
2.3.1 Historique de l'évolution des manoeuvres chirurgicales vers la correction 3D de la scoliose	20
2.3.2 Stratégies chirurgicales contemporaines de correction 3D	23

2.3.3	Variabilité de la stratégie chirurgicale incluant une dérotation.....	33
2.4	Impact des manoeuvres de Dérotation Vertébrale sur la correction 3D et les efforts générés sur le rachis	39
2.4.1	Effet des manoeuvres de dérotation sur la correction 3D de la scoliose.....	39
2.4.2	Efforts générés sur le rachis par les différentes manoeuvres de dérotation	46
2.5	Simulations biomécaniques de chirurgie d'instrumentation postérieure	49
2.5.1	Techniques de reconstruction 3D du rachis	49
2.5.2	Modélisation biomécanique du rachis pour la chirurgie d'instrumentation.....	51
2.5.3	Simulations numériques de la chirurgie d'instrumentation.....	59
CHAPITRE 3	PROBLÉMATIQUE, QUESTIONS DE RECHERCHE ET OBJECTIFS....	68
3.1	Synthèse de la problématique.....	68
3.2	Questions et hypothèses de recherche	69
3.3	Objectifs	70
3.4	Approche générale.....	70
CHAPITRE 4	DESCRIPTION ET COMPARAISON DE LA CORRECTION 3D OBTENUE PAR DIFFÉRENTES TECHNIQUES CHIRURGICALES D'INSTRUMENTATION	72
4.1	Situation et description de l'article 1	72
4.2	Article 1: Accuracy and precision of seven radiographic-based measurement methods of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis.....	73
4.2.1	Abstract	73
4.2.2	Introduction	74
4.2.3	Material and Methods.....	76
4.2.4	Results	79
4.2.5	Discussion	82
4.2.6	References	85

4.3	Situation et description de l'article 2.....	88
4.4	Article 2 : Segmental derotation vs. en bloc derotation vs. rod translation in adolescent idiopathic scoliosis posterior instrumentation: comparison of 3D correction.....	89
4.4.1	Abtsract	89
4.4.2	Introduction	90
4.4.3	Material and Methods.....	91
4.4.4	Results	95
4.4.5	Discussion	99
4.4.6	References	102
CHAPITRE 5 MÉTHODOLOGIE DE SIMULATION D'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE AVEC DÉROTATION VERTÉBRALE.....		106
5.1	Modélisation et personnalisation du rachis et de l'instrumentation chirurgicale.....	106
5.1.1	Modélisation personnalisée du rachis.....	106
5.1.2	Modélisation de l'instrumentation.....	109
5.2	Modélisation des manoeuvres de dérotation En Bloc et Segmentaire	110
5.3	Modélisation et calibration des chirurgies avec dérotation	117
5.3.1	Étapes de simulation de la chirurgie d'instrumentation	117
5.3.2	Calibration des simulations de chirurgie	120
5.4	Vérification et validation des simulations de dérotation	125
5.4.1	Comparaison des efforts supportés par différents montages de dérotation Segmentaire et En Bloc	125
5.4.2	Comparaison de la correction et de la répartition des efforts dans les dérotateurs lors d'une manoeuvre En Bloc	129
5.4.3	Comparaison de l'effort appliqué sur un dérotateur durant une manoeuvre de dérotation Segmentaire.....	132

5.5 Étude de sensibilité du modèle numérique.....	134
CHAPITRE 6 ANALYSE BIOMÉCANIQUE NUMÉRIQUE DES TECHNIQUES DE DÉROTATION LORS DE LA CHIRURGIE D'INSTRUMENTATION DU RACHIS.....	140
6.1 Situation et description de l'article 3.....	140
6.2 Article 3: Biomechanical comparison of vertebral derotation strategies for adolescent idiopathic scoliosis instrumentation: a computational study of 3D correction and forces exerted on the implants	140
6.2.1 Abstract	141
6.2.2 Introduction	141
6.2.3 Methods.....	143
6.2.4 Results	148
6.2.5 Discussion	153
6.2.6 Conclusions	157
6.2.7 Acknowledgment.....	157
6.2.8 References	157
CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE.....	162
CHAPITRE 8 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....	173
BIBLIOGRAPHIE	177
ANNEXES	192

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2-1 Résumé de l'effet correctionnel visé par chacune des techniques de correction chirurgicale dans les trois plans anatomiques	32
Tableau 2-2 Variation des paramètres d'exécution de la stratégie de dérotation	38
Tableau 2-3 Synthèse des études évaluant l'effet des dérotation sur la correction 3D et la qualité de vie des patients (É: type d'étude, P: étude prospective, R: étude rétrospective, VD : dérotation vertébrale, Seg: dérotation Segmentaire, RR: technique de rotation de la tige, Thoraco: thoracotomie, *: différence statistiquement significative).....	44
Tableau 2-4 Synthèse des études biomécaniques de la chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique (MÉF : modèle éléments finis, MBM : modèle multicorps, Pers : personnalisation des propriétés, G : géométrique, M : mécanique)	64
Tableau 4-1 Intra- and Inter-observer precision of the seven axial rotation measurement techniques for the vertebrae with and without instrumentation	80
Tableau 4-2 Impact of axial rotation severity on measurement error (* $p < 0.05$)	82
Tableau 4-3 Patients characteristics and presenting 3D deformities in the three groups (no statistical difference, $p > 0.05$ for all)	96
Tableau 5-1 Description de la manoeuvre En Bloc en termes chirurgicaux et modélisation des étapes (* étape facultative).....	115
Tableau 5-2 Description de la manoeuvre de dérotation Segmentaire en termes chirurgicaux et modélisation des étapes (* étape facultative).....	116
Tableau 5-3 Différence entre la correction chirurgicale réelle et simulée des indices radiographiques $< 5^\circ$ pour les cinq cas scoliotiques (Torsion Méca. Cumul. : Torsion Mécanique Cumulative)	121
Tableau 5-4 Calibration de la consigne de rotation axiale pour la dérotation Segmentaire et moment médio-latéral résultant à l'interface implant-vertèbre (un signe positif réfère à une rotation anti-horaire selon une vue crâniale du plan transverse).....	123
Tableau 5-5 Spécifications du Scolioload	132

Tableau 5-6 Combinaisons des rigidités de l'interface os-implant simulées.....	135
Tableau 5-7 Correction 3D simulée avec les techniques Segmentaire (Seg.) et En Bloc pour les trois cas de rigidité intervertébrale (moyenne et déviation standard)	138
Tableau 6-1 Demographic data, presenting deformity (flexibility defined as the Main Thoracic Cobb angle reduction in right lateral bending) and instrumentation features	144
Tableau B-1 Erreur de mesure maximale de la rotation axiale selon l'inclinaison de la caméra en plongée	208
Tableau B-2 Spécifications du Scolioload	208

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1 Plans anatomiques et repère de référence.....	4
Figure 2-2 Mouvements du rachis (adapté de Martino et al., 2011)	5
Figure 2-3 Segments et courbures du rachis	5
Figure 2-4 Anatomie des vertèbres thoraciques et lombaires (adapté de Servier Medical Art, images libres de droit d'auteur)	7
Figure 2-5 Articulation intervertébrale vue en coupe sagittale (adapté de Wikipedia Commons, image libre de droits d'auteur)	9
Figure 2-6 Cage thoracique (adapté de Servier Medical Art, images libres de droits d'auteur)	10
Figure 2-7 Déformations du rachis d'un patient atteint de scoliose dans les trois plans anatomiques.....	12
Figure 2-8 Indices d'évaluation de la déformation scoliotique dans les trois plans anatomiques..	14
Figure 2-9 Exemple de méthodes de mesures de la rotation axiale basées sur la position relative de repères anatomiques sur radiographies coronales (adapté de Vrtovec et al., 2009)	15
Figure 2-10 Exemple de méthodes de mesures de la rotation axiale sur CT scan et IRM (adapté de Vrtovec et al., 2009)	16
Figure 2-11 Cyphose segmentaire: cyphose mesurée lorsque la rotation axiale des vertèbres est "supprimée"	17
Figure 2-12 Classification de Lenke basée sur la déformation dans les plans frontal et sagittal ainsi que la flexibilité des courbures (extrait de Lenke et al. 2001).....	19
Figure 2-13 Concept de la manoeuvre de Dérotation Vertébrale (vue dans le plan transverse) : des forces sont appliquées sur des dérotateurs fixés sur les vis pédiculaires pour faire tourner la vertèbre dans le plan transverse.....	22
Figure 2-14 Ostéotomie de type Ponte: avant (A.) et après (B.) résection osseuse et ligamentaire (adapté de Holewijn et al., 2015)	24

Figure 2-15 Principe de la technique de cintrage différentiel des tiges : la courbure de la tige du côté concave est accentuée et celle du côté convexe diminuée pour générer un couple de dérotation (adapté de Cidambi et al., 2012)	25
Figure 2-16 Schémas et images chirurgicales de la technique de rotation de la tige concave : la courbure dans le plan frontal avant la rotation de la tige (A.) est transformée en courbure dans le plan sagittal (B.) (adapté de Pankowski et al., 2015 et aofoundation.org)	26
Figure 2-17 Schéma et images chirurgicales de la technique de translation: les implants, initialement éloignés de la tige (A.) sont graduellement rapprochés de la tige à l'aide de réducteurs, jusqu'à leur insertion dans les têtes de vis (B.) (adapté de aofoundation.org et Scoliosis Surgery - Posterior Spinal Instrumented Fusion, Surgeon: Shyam Kishan, MD https://lc.cx/ppb5).....	27
Figure 2-18 Schéma et image chirurgicale de la technique de cintrage in situ de la tige (adapté de aofoundation.org)	28
Figure 2-19 Principe de la dérotation Segmentaire ou DVD: correction séquentielle de la rotation intervertébrale à chaque niveau vertébral (adapté de Shah, 2007).....	29
Figure 2-20 Principe de la dérotation En Bloc : manipulation globale simultanée des niveaux apicaux et périapicaux pour corriger la déformation dans le plan transverse (adapté de Shah, 2007).....	30
Figure 2-21 Schéma des manoeuvres de compression - distraction pour l'ajustement de la correction (adapté de aofoundation.org)	31
Figure 2-22 Schéma et image chirurgicale de la séquence de manoeuvres lors de l'alignement coplanaire vertébral (adapté de Vallespir et al., 2008).....	32
Figure 2-23 Ponts unilatéral et bilatéral pour créer différents montages de dérotation (adapté de CD Horizon Legacy Spinal System - Medtronic)	34
Figure 2-24 Montages avec dérotateurs indépendants ou bilatéralement liés (adapté de Senkoylu et al. 2017 et Newton et al., 2011 - https://lc.cx/pAPU)	34
Figure 2-25 Montages de dérotation En Bloc unissant plusieurs vertèbres avec ponts bilatéral et/ou unilatéral	35

Figure 2-26 Installation de dérotateurs aux niveaux proximal et distal pour l'application de contre-rotation durant la dérotation En Bloc des niveaux apicaux vue dans le plan sagittal (adapté de Skaggs et al., 2014).....	36
Figure 2-27 Utilisation d'une contre-rotation au niveau distal lors de la dérotation En Bloc, vue dans le plan transverse (extrait de Medtronic Scoliosis Education - Dr Skaggs VCM Derotation 2011 - https://www.youtube.com/watch?v=JXMAGwzo1)	37
Figure 2-28 Dérotation En Bloc sans utilisation de contre-torsion aux niveaux proximal et distal (adapté de Pankowski et al., 2015).....	37
Figure 2-29 La dérotation orientée vers la convexité sollicite la paroi latérale du pédicule du côté concave lorsque la vis est poussée dans la direction médiale, et sollicite la paroi médiale du pédicule du côté convexe lorsque la vis est poussée dans la direction latérale.....	47
Figure 2-30 La présence de l'aorte au niveau des vertèbres thoraciques impose une manipulation minutieuse du dérotateur du côté concave afin de ne pas déplacer l'extrémité de la vis pédiculaire hors du corps vertébral (adapté de Steinmetz et Benzel, 2016).....	47
Figure 2-31 Technique de reconstruction 3D du rachis : A. technique basée sur des radiographies standards (Kadoury et al., 2007), B. technique basée sur les radiographies du système EOS (Humbert et al., 2009)	51
Figure 2-32 Modèles biomécaniques du rachis scoliotique: A. MÉF de Lafage et al., 2004; B. MÉF de Driscoll et al., 2013; C. MBM de Aubin et al., 2008; D. MBM de Wang et al. 2016; E. Wagnac et al., 2010.....	56
Figure 3-1 Organisation des chapitres de la thèse selon les objectifs et hypothèses de recherche	71
Figure 4-1 Vertebrae on the 3D rotation manipulation device (top: non instrumented, bottom: instrumented).....	78
Figure 4-2 Accuracy of the seven axial rotation measurement methods for the vertebrae with and without instrumentation (mean absolute measurement error in °)	81
Figure 4-3 Clinical and synthetic L3 vertebra radiographs.....	85

Figure 4-4 Transverse plane view of the spine: A-Arrows represent vertebral axial rotations, B-Axial rotation of the apical vertebra, C-Intervertebral axial rotation between adjacent vertebrae	94
Figure 4-5 Pre- and post-operative 3D deformity indices in the frontal and transverse planes: correction (%) comparison between techniques (average and SD, * $p < 0.05$)	97
Figure 4-6 Apical Vertebral Rotation (AVR) correction was significantly correlated with an increase in Cumulative Mechanical Torsion correction with the three techniques.....	97
Figure 4-7 Pre- and post-operative 3D deformity indices in the sagittal plane: correction (°) comparison between techniques (average and SD, * $p < 0.05$).....	98
Figure 4-8 Relationship between the percentage of Apical Vertebral Rotation correction and Thoracic Kyphosis change for the three techniques.....	99
Figure 5-1 Géométrie 3D personnalisée reconstruite à partir de radiographies coronale et latérale prises simultanément en position debout dans la cabine EOS TM (adapté de Illés et Somoskeöy, 2012).....	107
Figure 5-2 Modélisation des liaisons intervertébrales thoraciques et lombaires par des matrices de rigidité à six dimensions (exprimées en Newton, millimètres et radians).....	108
Figure 5-3 Modélisation de la liaison os-implant par une matrice de rigidité (exprimée en Newton, millimètres et degrés)	109
Figure 5-4 Reconstruction de la géométrie des tiges à partir de la radiographie latérale postopératoire	110
Figure 5-5 Extrait de la documentation vidéo des pratiques des manœuvres de dérotation	111
Figure 5-6 Exemple d'analyse de documentation (haut) et modélisation de la dérotation En Bloc avec un montage unilatéral côté convexe (bas).....	113
Figure 5-7 Exemple d'analyse de documentation (haut) et modélisation de la dérotation Segmentaire avec dérotateurs indépendants (bas).....	114
Figure 5-8 Ponts de liaison des dérotateurs pour la création d'un montage En Bloc: pont unilatéral et pont bilatéral.....	116

Figure 5-9 Modélisation de l'insertion de la tige dans les têtes de vis	118
Figure 5-10 Modélisation de la manoeuvre de rotation de la tige vue dans le plan frontal	118
Figure 5-11 Modélisation du serrage des implants sur la tige.....	119
Figure 5-12 Rotations axiales vertébrales à l'état préopératoire, postopératoire et simulé pour les cinq cas scoliotiques.....	122
Figure 5-13 Inversion du sens de la dérotation au fur et à mesure la dérotation Segmentaire (sens distal vers proximal).....	124
Figure 5-14 Reproduction de l'expérimentation en simulation numérique (adapté de Cheng et al., 2010).....	126
Figure 5-15 Le moment à l'interface implant-vertèbre diminue quasi-linéairement avec le nombre de dérotateurs utilisé en simulation - le moment à la rupture de l'interface implant-vertèbre augmente quasi linéairement avec le nombre de dérotateurs utilisés expérimentalement ...	128
Figure 5-16 Reproduction de l'expérimentation en simulation numérique	130
Figure 5-17 Répartition inégale du moment et de la force appliqués sur le montage de dérotation En Bloc dans les différents niveaux vertébraux du montage, simulé vs. mesuré expérimentalement (Borkowski et al., 2016)	131
Figure 5-18 Vertèbres dérotées pointées par les flèches sur les radiographies coronales preopératoire et peropératoire	133
Figure 5-19 Utilisation du Scolioload sur un cas chirurgical.....	134
Figure 5-20 Force axiale et moment médio-latéral supportés par les implants avec les techniques Segmentaire et En Bloc pour les quatre cas de rigidités os-implant	136
Figure 5-21 Force axiale et moment médio-latéral supportés par les implants avec les techniques Segmentaire et En Bloc pour les trois cas de rigidité intervertébrale (moyenne et déviation standard)	138
Figure 6-1 Comparison between the simulated correction strategies in the coronal (MT Cobb angle) and sagittal (thoracic kyphosis) planes (avg. and SD) (* = $P < 0.05$, VD: Vertebral	

Derotation, DRC: Differential Rod Contouring, En Bloc: En Bloc derotation, Seg.: Segmental derotation).....	149
Figure 6-2 Comparison between the simulated correction strategies in the transverse plane (avg. and SD) (*= $P<0.05$, VD: Vertebral Derotation, DRC: Differential Rod Contouring, En Bloc: En Bloc derotation, Seg.: Segmental derotation)	150
Figure 6-3 Simulated axial rotations of the vertebrae after the En Bloc derotation for case #2. An increase of axial rotation in the upper levels was noted when the proximal implant remained unlocked during the maneuver execution.....	151
Figure 6-4 Evolution of the transverse plane indices ($^{\circ}$) during the simulated En Bloc and Segmental derotation (between T12 and T5) for case #4.....	151
Figure 6-5 Loads at the bone-screw interface (average and SD) generated by Segmental and En Bloc derotation with and without bilateral link (*= $P<0.05$)	152
Figure 6-6 Simulated loads at the bone-screw interface without a bilateral link (left) and with a bilateral link (right) during Segmental derotation at T10 (top view, straight arrows: forces, curved arrows: moments)	153
Figure A-1 Répartition inégale des moments médio-latéraux sur les implants des différents niveaux vertébraux des montages En Bloc lorsque les corps vertébraux ne sont pas encastés (valeur moyenne, minimale et maximale).....	193
Figure A-2 Répartition différente du moment appliqué sur le montage dans les implants selon les conditions aux limites	193
Figure A-3 Modélisation par élément finis du segment T8-T10 pour la simulation de l'application d'une force de dérotation sur la vertèbre T9	195
Figure A-4 Lorsque le corps vertébral est encasté (gauche) vs libre en rotation (droite), les contraintes de Von Mises sont plus élevées à l'interface os-implant pour une même force appliquée sur le dérotateur (160N)	196
Figure B-1 Composantes du Scolioload	199
Figure B-2 Installation rapide du Scolioload sur le dérotateur	199

Figure B-3 Vue en coupe de la poignée : composantes et fixation de la poignée sur le dérotateur.....	201
Figure B-4 Calibration du capteur de force	202
Figure B-5 Établissement de l'équation de calibration du capteur de force	203
Figure B-6 Validation de la calibration du capteur de force	204
Figure B-7 Visualisation améliorée des marqueurs réfléchissants avec l'utilisation d'un flash	205
Figure B-8 Positionnement de la caméra dans la salle d'opération	205
Figure B-9 Identification automatique de la position des marqueurs lors du déplacement de l'antenne	206
Figure B-10 Montage et corrélation entre la rotation axiale mesurée par le Polaris Spectra et sur l'enregistrement vidéo pour les 5 inclinaisons de la caméra en plongée	207
Figure B-11 Vertèbres dérotées sur les radiographies coronales préopératoire et peropératoire	209
Figure B-12 Utilisation du Scolioload sur un cas chirurgical	210
Figure B-13 Analyse de l'évolution de la rotation du Scolioload pendant la manoeuvre de dérotation à l'aide du logiciel Tracker	210
Figure B-14 Évolution de l'effort appliqué sur le dérotateur (rouge) et de la rotation résultante (vert) lors des dérotations des vertèbres L1 et L2	211

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
AIS	<i>Adolescent Idiopathic Scoliosis</i>
ANOVA	<i>Analysis of variance</i>
AP	Antéro Postérieur
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
AVR	<i>Apical Vertebral Rotation</i>
CD	Cotrel Dubousset
CMM	<i>Coordinate Measuring Machine</i>
CoCr	Cobalt-Chrome
CT	<i>Computed Tomography</i>
DLT	<i>Direct Linear Transformation</i>
DRC	<i>Differential Rod Contouring</i>
DVD	Dérotation Vertébrale Directe
E	Module de Young
FEM	<i>Finite Element Model</i>
IAR	<i>Intervertebral Axial Rotation</i>
ICC	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i>
IRB	<i>Institutional Review Board</i>
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
LAT	Latéral
LIV	<i>Lower Instrumented Vertebra</i>
MAD	<i>Mean Absolute Difference</i>
MBM	<i>Multi Body Model</i>
MÉF	Modèle Éléments Finis
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
MT	<i>Main Thoracic</i>
PA	Postero Antérieur

PCA	<i>Principal Component Analysis</i>
PLA	<i>Polylactic Acid</i>
PMC	<i>Plane of Maximal Curvature</i>
Postop	Postopératoire
Preop	Préopératoire
PT	<i>Proximal Thoracic</i>
SD	<i>Standard Deviation</i>
SIA	Scoliose Idiopathique de l'Adolescent
TL/L	Thoracolombaire/Lombaire
UIV	<i>Upper Instrumented Vertebra</i>
VCA	<i>Vertebral Coplanar Alignment</i>
VCM	<i>Vertebral Column Manipulator</i>
VD	<i>Vertebral Derotation</i>

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A – IMPACT DU CHOIX DES CONDITIONS AUX LIMITES DES ÉTUDES MENÉES EXPÉRIMENTALEMENT SUR LES EFFORTS SUPPORTÉS PAR LES IMPLANTS	192
ANNEXE B – DÉVELOPPEMENT ET CONCEPTION D’UN OUTIL POUR LA VALIDATION DE LA MODÉLISATION DE LA DÉROTATION SEGMENTAIRE : LE SCOLILOAD.....	198

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) est une déformation tridimensionnelle et évolutive du rachis et de la cage thoracique (Labelle et al., 2011). Elle se caractérise par une déviation latérale des vertèbres dans le plan coronal, une modification des courbures physiologiques dans le plan sagittal, et une rotation des vertèbres et des côtes dans le plan transverse, pouvant entraîner l'apparition d'une gibbosité sur le dos du patient. Elle touche 2% à 3% des adolescents, essentiellement pendant la période de la croissance (Negrini et al., 2012). Elle est qualifiée d'"idiopathique" lorsqu'aucune cause inductrice n'a pu être identifiée. Dans les cas de courbures scoliotiques sévères ou à forte progression, une chirurgie d'instrumentation est préconisée. L'intervention chirurgicale vise à stopper l'évolution de la scoliose et corriger les déformations du rachis afin de restaurer un équilibre normal et stable au patient (Weinstein et al., 2008).

L'intervention chirurgicale la plus répandue consiste à fixer des implants et des tiges métalliques sur les vertèbres, par abord postérieur de la colonne vertébrale, afin d'obtenir une fusion osseuse du segment rachidien instrumenté, une fois la déformation corrigée (De Kleuver et al., 2014). L'introduction des implants de type "vis pédiculaires" dans la pratique des chirurgies d'instrumentation de SIA, offrant un excellent ancrage biomécanique comparé à celui des crochets ou des fils, a permis une manipulation plus directe et contrôlée des vertèbres instrumentées. Elle s'est accompagnée du développement de nouvelles manoeuvres chirurgicales visant à obtenir une correction 3D des courbures scoliotiques (Hasler, 2013; Liljenqvist et al., 2001).

Il existe aujourd'hui une multitude de manoeuvres chirurgicales dont l'objectif est de corriger la déformation scoliotique en 3D (rotation de la tige, translation de la tige, cintrage différentiel des tiges, etc.). Les manoeuvres les plus récentes se sont concentrées sur l'amélioration de la correction des déformations scoliotiques dans le plan transverse, telles que les manoeuvres de Dérotation Vertébrale (VD). Ces manoeuvres consistent à corriger la rotation axiale des vertèbres en appliquant une force sur un extenseur (dérotateur) de la vis pédiculaire rigidement fixée à la tête de vis. À ce jour, on distingue deux grandes catégories de manoeuvres de dérotation faisant intervenir différents mécanismes de correction. La « dérotation Segmentaire » ou Dérotation Vertébrale Directe (DVD) est une manipulation locale qui vise à corriger la rotation

intervertébrale séquentiellement à chaque niveau instrumenté, tandis que la « dérotation En Bloc » est une manipulation régionale des niveaux apicaux, où la rotation axiale est maximale, pour corriger la déformation dans le plan transverse en une unique manipulation.

Plusieurs études cliniques et biomécaniques ont pourtant montré que le choix de la stratégie de correction a un impact sur les résultats de l'intervention chirurgicale. Les études qui ont investigué la capacité des manœuvres de dérotation à corriger la déformation scoliotique dans le plan transverse s'accordent sur le fait que l'utilisation d'une manœuvre de dérotation permet de corriger la rotation axiale de la vertèbre apicale entre 30% et 77%. Cependant, l'impact individuel des différentes manœuvres de dérotation En Bloc et Segmentaire n'a pas été clairement identifié. L'impact des manœuvres de dérotation sur le profil sagittal est controversé dans la littérature. Un effet « lordosant » de la cyphose thoracique dû à la correction de la rotation axiale a été anticipé par plusieurs auteurs (Hayashi et al., 2009; Newton et al., 2015).

Les manœuvres de dérotation offrent aujourd'hui la possibilité d'appliquer des efforts importants sur les vertèbres pour parvenir à la correction du plan transverse. Ces efforts de correction peuvent cependant entraîner le descellement des implants ou le bris du pédicule (Wagner et al., 2011). Des études expérimentales sur des vertèbres cadavériques ont montré que le choix de la stratégie de dérotation a un impact sur la force menant à la rupture de l'interface os-implant (Badve et al., 2015; Cheng et al., 2010; Parent et al., 2008). La biomécanique des techniques de dérotation dans le contexte de la chirurgie d'instrumentation n'est à ce jour pas complètement investiguée.

La multiplication des manœuvres de correction fait de la planification de la stratégie chirurgicale préopératoire une étape complexe. Les recommandations formulées par les praticiens sur le choix de la stratégie de dérotation afin d'obtenir une correction optimale et sécuritaire de la scoliose reposent sur des principes empiriques et sur l'expérience des chirurgiens (Chang & Lenke, 2009). L'avantage biomécanique d'une stratégie de dérotation par rapport à une autre n'a pas été établi dans la littérature (Senkoylu et Cetinkaya, 2017).

Ce projet doctoral vise à évaluer la biomécanique des manœuvres de dérotation vertébrale en vue d'améliorer les techniques de correction 3D et de diminuer les efforts supportés par l'instrumentation lors du traitement chirurgical de la scoliose.

Cette thèse se divise en huit chapitres. Le chapitre 2 de ce document présente une revue détaillée des connaissances. La problématique et les objectifs du projet sont définis au Chapitre 3 et réalisés au travers de trois articles scientifiques présentés dans les Chapitres 4 et 6. Le Chapitre 4 présente une comparaison de la correction 3D obtenue par différentes techniques chirurgicales d'instrumentation à partir d'une base de données de patients. Le Chapitre 5 détaille la méthodologie de modélisation pour la simulation des manœuvres chirurgicales. Le Chapitre 6 exploite le modèle pour l'analyse biomécanique de l'impact des manœuvres de dérotation sur la correction 3D et les efforts supportés par l'instrumentation, à l'aide d'un plan d'expérience. La thèse se termine par une discussion générale (Chapitre 7) du projet et une conclusion (Chapitre 8) ayant pour but de fournir des recommandations aussi bien cliniques que biomécaniques.

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 Anatomie descriptive, fonctionnelle et biomécanique du rachis sain

Le rachis, aussi appelé colonne vertébrale, est l'axe central du corps humain, composé d'un empilement d'os articulés, les vertèbres. Structure à la fois résistante et flexible, le rachis assure le support structurel du corps humain et permet le mouvement du tronc. Il supporte la tête, sert de point d'ancrage à la cage thoracique et transmet le poids du corps aux articulations de la hanche. Il abrite en son cœur la moelle épinière, prolongement du système nerveux central.

2.1.1 Repères anatomiques

L'étude anatomique du rachis nécessite la définition d'un repère de référence : trois plans orthogonaux ont été définis (Figure 2-1) :

- Plan frontal ou coronal: divise le corps verticalement en une partie antérieure ventrale et une partie postérieure dorsale
- Plan sagittal ou latéral : divise le corps verticalement en une partie gauche et une partie droite
- Plan transverse ou axial: divise le corps horizontalement en une partie craniale et une partie caudale.

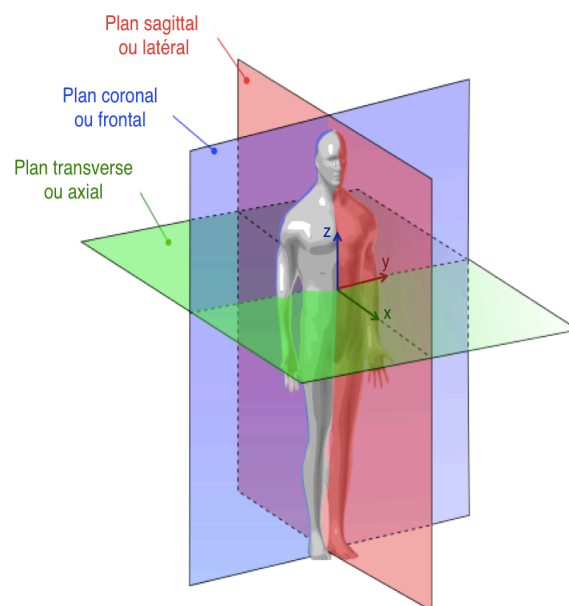


Figure 2-1 Plans anatomiques et repère de référence
(adapté de Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur)

Le repère résultant de l'intersection de ces trois plans est composé d'un axe postéro-antérieur (x), un axe médio-latérale (y), et un axe caudo-cranial (z) (Figure 2-1).

Les mouvements du rachis dans ces trois plans sont également définis (Figure 2-2):

- Inflexion latérale droite ou gauche : rotation du tronc dans le plan frontal par rapport à l'axe postéro-antérieur
- Flexion-extension : rotation du tronc dans le plan sagittal dans la direction ventrale (flexion) ou dorsale (extension) par rapport à l'axe médio-latéral
- Rotation ou torsion droite ou gauche: rotation du tronc dans le plan transverse par rapport à l'axe caudo-cranial

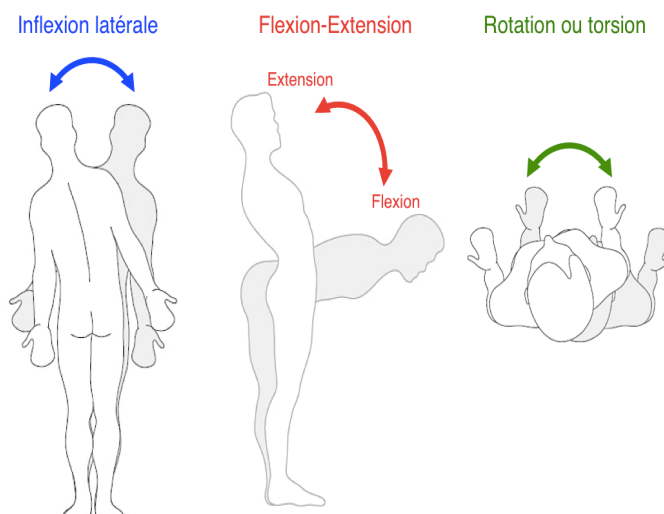


Figure 2-2 Mouvements du rachis (adapté de Martino et al., 2011)

2.1.2 Composantes et biomécanique du rachis

Le rachis est composé de 32 à 34 vertèbres, et divisé en quatre segments rachidiens distincts (Figure 2-3):

- le segment cervical : formant le cou, composé de sept vertèbres (C1 à C7)
- le segment thoracique : formant la partie supérieure du dos, composé de douze vertèbres (T1 à T12)
- le segment lombaire : formant la partie inférieure du dos, composé de cinq à six vertèbres (L1 à L5/L6)
- le segment sacro-coccygien : composé du sacrum (cinq vertèbres soudées S1 à S5), reliant la colonne vertébrale au bassin, et du coccyx (trois à cinq vertèbres, Co1 à Co3/Co5)

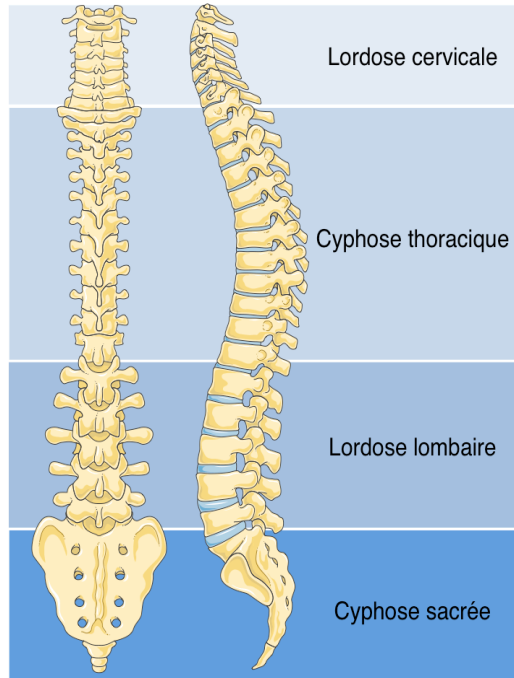


Figure 2-3 Segments et courbures du rachis

(adapté de Servier Medical Art, images libres de droits d'auteur)

Pour un individu sain, la colonne vertébrale est rectiligne et symétrique dans le plan frontal, mais elle présente quatre courbures naturelles dans le plan sagittal : une lordose à concavité postérieure (creux) au niveau cervical, une cyphose à convexité postérieure (bosse) au niveau thoracique une lordose lombaire et une cyphose sacrée.

Il convient d'analyser les éléments clés qui constituent le rachis. Les vertèbres sont des structures rigides qui varient en morphologie et fonction selon la courbure rachidienne à laquelle elles appartiennent. Les disques intervertébraux, les ligaments et les muscles sont les composantes flexibles du rachis, qui connectent les vertèbres entre elles et assurent la flexibilité et la stabilité.

Les vertèbres

Une vertèbre typique se compose de deux parties principales : le corps vertébral (partie antérieure) et l'arc postérieur (partie postérieure). Entre ces deux parties se trouve le foramen, canal vertébral dans lequel passe la moelle épinière (Figure 2-4).

Le corps vertébral est un bloc d'os spongieux de forme cylindrique, recouvert d'une couche rigide d'os cortical. Sa fonction est de résister aux charges compressives et de transmettre le poids du corps humain (White et Panjabi, 1990).

L'arc postérieur protège la moelle épinière et est formé de plusieurs parties (Figure 2-4):

- deux pédicules le relient au corps vertébral
- deux paires de facettes articulaires supérieures et inférieures assurent la liaison et la mobilité avec les vertèbres adjacentes
- deux apophyses transverses permettent des attaches ligamentaires et musculaires
- deux lames desquelles débute l'apophyse épineuse, qui permet une attache ligamentaire et musculaire

Les vertèbres thoraciques possèdent des facettes articulaires supplémentaires pour servir de point d'ancrage aux côtes :

- quatre facettes costo-vertébrales sur le corps vertébral
- deux facettes costo-transverses sur les apophyses transverses

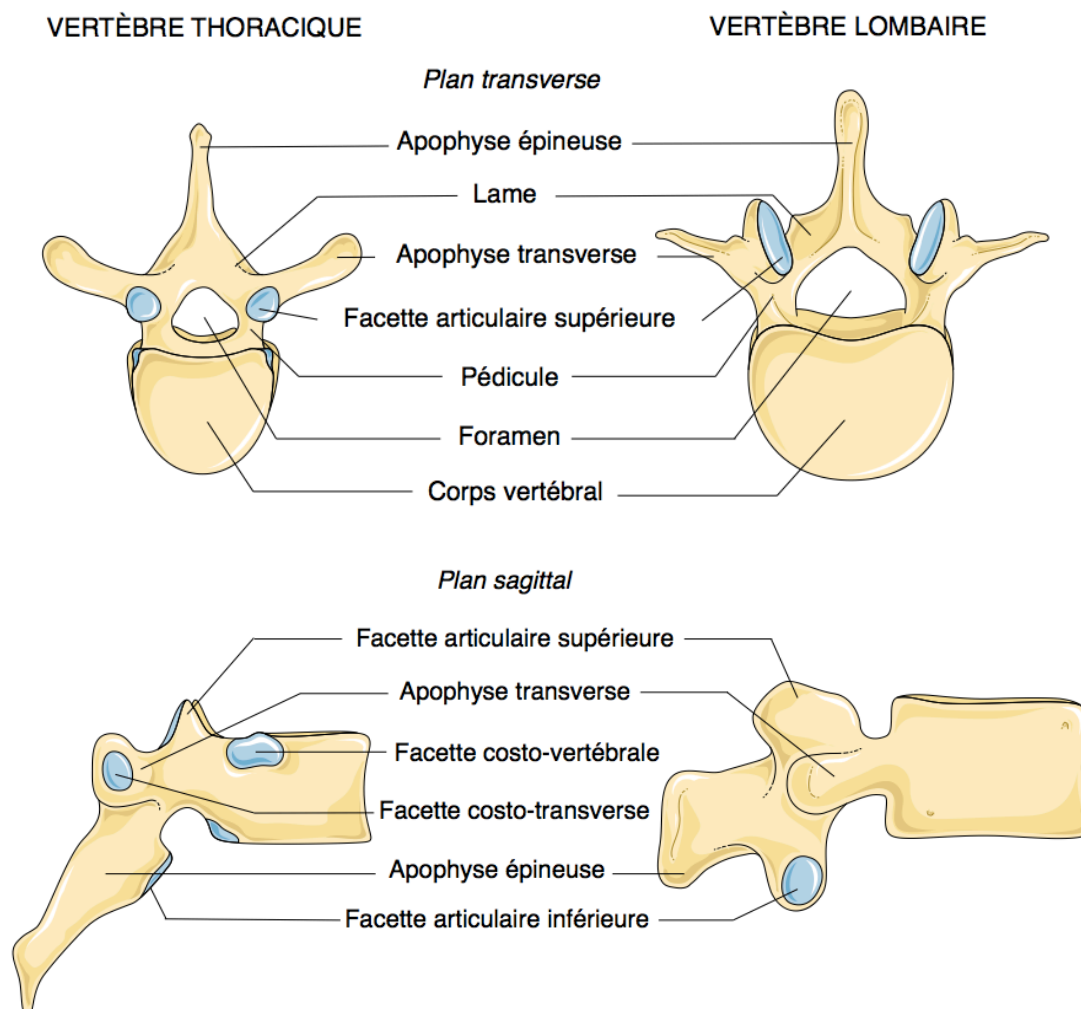


Figure 2-4 Anatomie des vertèbres thoraciques et lombaires (adapté de Servier Medical Art, images libres de droit d'auteur)

La morphologie de ces différents éléments présente des variations selon le segment rachidien, ainsi qu'au sein d'une même région (Singh et al., 2017). Cependant, de manière globale, les dimensions d'une vertèbre augmentent en descendant du rachis cervical vers le rachis lombaire du fait de l'augmentation des sollicitations mécaniques (White et Panjabi, 1990).

La vertèbre pelvienne, dite bassin, est la structure osseuse qui joint le rachis aux membres inférieurs et permet le transfert de poids. Le bassin est constitué de quatre structures principales : le sacrum, le coccyx, et les os iliaques gauche et droit qui forment la ceinture pelvienne.

L'articulation intervertébrale

Les composantes osseuses du rachis s'articulent entre elles par l'intermédiaire de structures permettant les mouvements fonctionnels : les disques intervertébraux, les ligaments et les articulations facettaires sont détaillés ci-après (Figure 2-5).

- *Les disques intervertébraux*

Le disque intervertébral est localisé entre chaque paire de vertèbres adjacentes. Sa structure peut être dissociée en deux éléments principaux : le noyau pulpeux (nucleus pulposus), structure gélatineuse incompressible au centre, entouré de l'anneau fibreux (annulus fibrosus), succession de couches fibreuses élastiques concentriques. La forme des disques intervertébraux varie selon la région du rachis, et leurs dimensions augmentent dans la direction caudale, pour atteindre leur maximum au niveau lombaire (Steinmetz et Benzel, 2016). Leur rôle biomécanique est d'absorber les chocs et transmettre des charges le long du rachis (Steinmetz et Benzel, 2016). Ils assurent également la flexibilité de la colonne vertébrale, et permettent la mobilité en torsion et flexion dans les différentes directions.

- *Les ligaments*

L'articulation intervertébrale comprend également plusieurs ligaments, bandes élastiques composées de fibres de collagène. Le rôle des ligaments est de maintenir les vertèbres ensemble, stabiliser les articulations lors des mouvements et, par leur mise en tension, limiter l'étendue des mouvements (Singh et al., 2017). Les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur s'étendent sur toute la longueur de la colonne vertébrale et relient la face antérieure ou la face postérieure des corps vertébraux. Le ligament antérieur protège le rachis de l'hyperextension, tandis que le ligament postérieur limite le mouvement de flexion. Sur l'arc postérieur des vertèbres, à l'intérieur du canal rachidien, le ligament jaune relie les lames des vertèbres adjacentes. Deux ligaments inter- et supra-épineux relient les apophyses épineuses des vertèbres. Ces ligaments protègent le rachis contre l'hyperflexion. Le ligament intertransverse relie les apophyses transverses, et les ligaments capsulaires constituent les facettes articulaires.

- *L'articulation facettaire*

Entre chaque paire de vertèbres se trouvent deux articulations facettaires constituées des facettes articulaires contigües des vertèbres adjacentes, recouvertes d'un cartilage lubrifié par le liquide synovial contenu dans des capsules articulaires. La fonction biomécanique de cette articulation

est de guider et limiter le mouvement intervertébral. L'articulation facettaire joue un rôle différent dans les régions thoraciques et lombaires du fait de leurs formes et orientations différentes (Steinmetz et Benzel, 2016). La configuration des facettes articulaires du rachis thoracique restreint le mouvement de flexion/extension et privilégie la rotation axiale. La tendance inverse est constatée au niveau du segment lombaire. L'articulation facettaire permet de protéger le disque intervertébral des mouvements de trop grandes amplitudes (White et Panjabi, 1990).

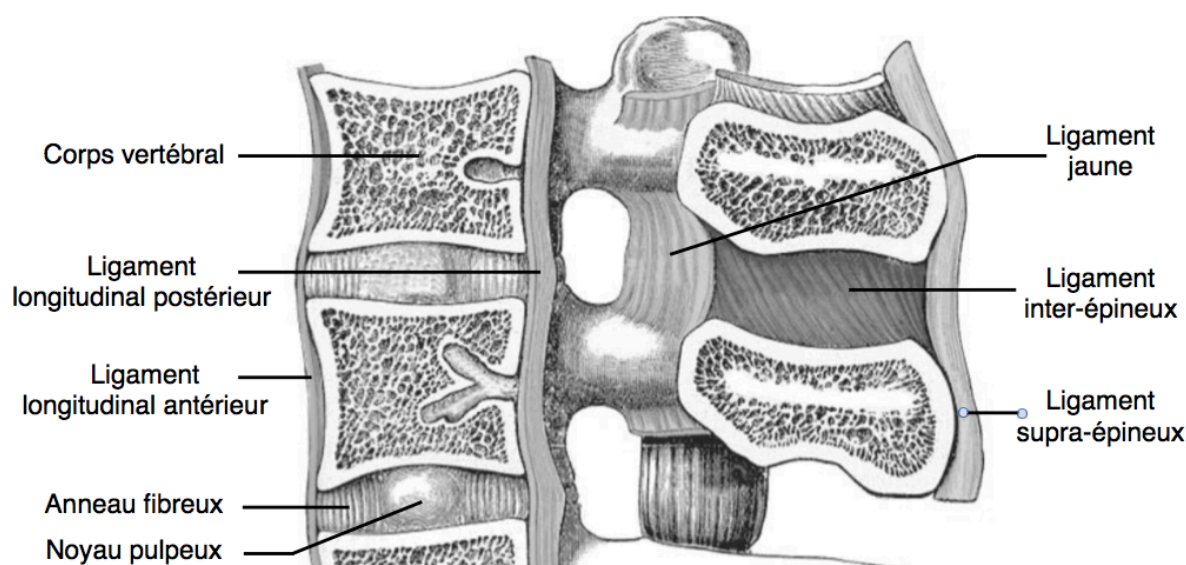


Figure 2-5 Articulation intervertébrale vue en coupe sagittale (adapté de Wikipedia Commons, image libre de droits d'auteur)

La cage thoracique et les muscles

La stabilité du rachis est également assurée par la cage thoracique, structure osseuse positionnée entre le rachis cervical et le rachis lombaire (Figure 2-6). Elle est composée de douze paires de côtes qui s'ancrent sur les corps vertébraux au niveau postérieur et au sternum au niveau antérieur. La présence de la cage thoracique augmente la rigidité de la zone thoracique de la colonne vertébrale et assure la protection des structures viscérales dans cette cavité (Mannen et al., 2015). Le système musculaire complexe assure également un rôle crucial dans la stabilité mécanique du rachis. Les muscles permettent le maintien d'une posture statique et contrôlent les mouvements physiologiques par leur contraction (White et Panjabi, 1990).

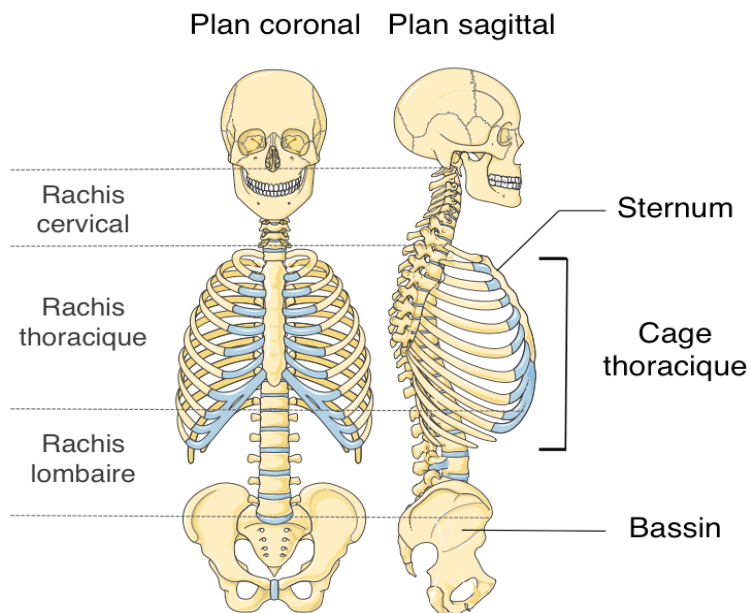


Figure 2-6 Cage thoracique (adapté de Servier Medical Art, images libres de droits d'auteur)

2.1.3 Cinématique du rachis

L'amplitude des mouvements physiologiques du rachis varie selon les individus et la région vertébrale, du fait des différentes morphologies et propriétés des structures rachidiennes (Busscher et al., 2009). La liberté de mouvement de la colonne vertébrale en flexion-extension est maximale dans les régions cervicale et lombaire. Au niveau thoracique, l'union des vertèbres à la cage thoracique et l'orientation verticale des facettes articulaires limitent la flexion et l'extension. En revanche, dans la région lombaire, les facettes articulaires orientées dans le plan sagittal sont propices aux mouvements de flexion-extension. Le mouvement de rotation siège majoritairement dans les régions cervicale et thoracique. Dans la région lombaire, la butée des processus articulaires s'oppose au mouvement de rotation. L'amplitude du mouvement en inclinaison latérale de la colonne vertébrale tend à rester constante dans les différentes régions rachidiennes.

Du fait de la complexité morphologique de l'articulation intervertébrale, il existe un phénomène de couplage entre les mouvements du rachis. En particulier, le couplage entre les mouvements en inclinaison latérale et rotation axiale pour les segments cervical, thoracique et lombaire a été mis en évidence (Gardner-Morse et Stokes, 2004).

2.2 Scoliose idiopathique de l'adolescent

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) est une pathologie complexe et évolutive du système musculo-squelettique, entraînant une déformation tridimensionnelle du rachis et de la cage thoracique, sans perte de continuité ostéo-ligamentaire (Labelle et al., 2011). Elle touche 2% à 3% des adolescents, essentiellement pendant la période de la croissance, avec une prédominance féminine pour les cas évolutifs (Negrini et al., 2012). La scoliose est dite "idiopathique" lorsqu'aucune cause inductrice n'a pu être mise en évidence. De nombreuses recherches tentent d'en identifier l'étiologie (Schlösser et al., 2015) et de comprendre sa progressivité (Dimeglio et Canavese, 2013). Cette pathologie peut occasionner des douleurs chroniques, des troubles neurologiques et cardio-pulmonaires et une souffrance psychologique liée à l'apparence physique (Théroux et al., 2017; Yaszay et al., 2017).

2.2.1 Déformation tridimensionnelle du rachis et de la cage thoracique

La description de la scoliose a longtemps été limitée au seul plan coronal, mais elle est aujourd'hui comprise comme une déformation 3D du rachis et de la cage thoracique (Figure 2-7). Cette pathologie engendre une asymétrie de l'équilibre rachidien, à l'échelle globale et locale. Dans le plan coronal, on observe une déviation latérale du rachis, qui se manifeste par l'apparition d'une courbure ou d'une succession de plusieurs courbures inversées, ainsi qu'une asymétrie de la cage thoracique. Les courbures scoliotiques peuvent être identifiées comme thoracique proximale (PT), thoracique principale (MT) et thoraco-lombaire/lombaire (TL/L). Chaque courbure est délimitée par deux vertèbres limites, aussi appelées vertèbres jonctionnelles, qui sont les vertèbres les plus inclinées dans le plan frontal. La vertèbre apicale, ou apex, est la vertèbre de la courbure la plus déviée latéralement par rapport à l'axe vertical ascendant passant par le centre du sacrum. Dans le plan sagittal, la scoliose peut induire une atténuation des courbures rachidiennes physiologiques, se traduisant souvent par l'apparition d'un « dos plat », dit hypocyphotique et hypolordotique. Dans le plan transverse, la déformation se caractérise par une rotation des vertèbres autour de l'axe longitudinal, appelée rotation axiale. La déformation résulte en une torsion du rachis dans le plan transverse. Les analyses segmentaires de rachis scoliotiques ont montré que la rotation axiale est maximale au niveau des vertèbres apicales, et

minimale au niveau des zones jonctionnelles (dites vertèbres neutres). En revanche, la rotation axiale intervertébrale (différence de rotation axiale entre deux vertèbres adjacentes) suit la tendance inverse : maximale au niveau des zones jonctionnelles, et minimale à l'apex (Hattori et al., 2011; Schlösser et al., 2014). La rotation des vertèbres dans le plan transverse est associée à la rotation de la cage thoracique, ce qui, ajouté à la déformation des côtes, crée une des manifestations cosmétiques les plus gênantes pour le patient scoliotique, particulièrement dans la zone thoracique où elle peut induire une gibbosité (proéminence des côtes) du côté convexe de la courbure thoracique (Carlson et al., 2013; Harris et al., 2014).

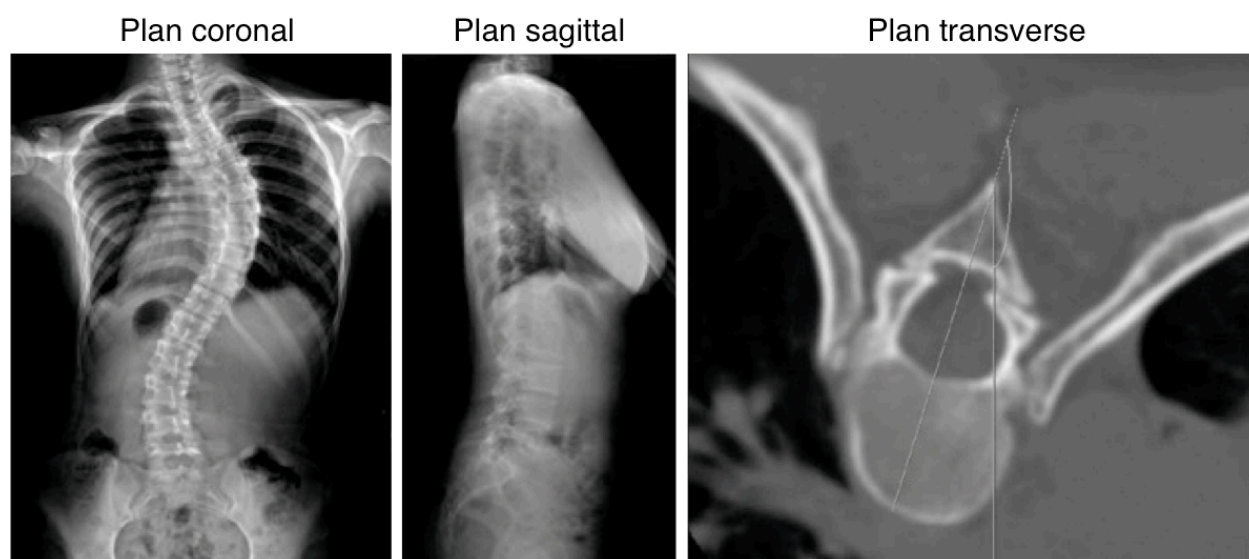


Figure 2-7 Déformations du rachis d'un patient atteint de scoliose dans les trois plans anatomiques

Cette déformation 3D globale s'accompagne de changements structuraux locaux, principalement au niveau de la zone apicale. On observe une cunéiformisation du corps vertébral et des disques intervertébraux, une asymétrie des pédicules et des apophyses et une torsion intravertébrale entre les plateaux supérieurs et inférieurs des corps vertébraux (Parent et al., 2004; Schlösser et al., 2014)

2.2.2 Indices d'évaluation des déformations 3D du rachis

L'évaluation quantitative des déformations tridimensionnelles du rachis est indispensable pour l'établissement du diagnostic et du pronostic de la progression des déformations, le choix du

traitement et la planification de la procédure chirurgicale (Lenke et al., 2001; Nault et al., 2014). Suite à un bilan postural, les déformations scoliotiques sont généralement mesurées sur les radiographies postéro-antérieures (PA) (ou antéro-postérieures AP) et latérales (LAT) obtenues dans le cadre de l'examen clinique usuel. Les récentes avancées technologiques dans le domaine de l'imagerie médicale permettent aujourd'hui d'obtenir des reconstructions 3D du rachis, utilisées comme outil d'évaluation des déformations. La déformation 3D du rachis est communément décrite comme la combinaison de paramètres géométriques mesurés dans les trois plans anatomiques : coronal (frontal), sagittal (latéral) et transverse (axial).

Plan coronal et sagittal

Dans la pratique clinique, la mesure de l'angle de Cobb est la méthode standard pour l'évaluation des courbures dans le plan frontal. Cette mesure régionale correspond à l'angle formé par les lignes tangentes aux plateaux vertébraux supérieurs et inférieurs des vertèbres limites supérieures et inférieures respectivement. L'angle de Cobb s'évalue sur la radiographie debout pour définir la sévérité des courbures, puis sur les radiographies en inflexion latérale ou en traction pour évaluer la flexibilité de la courbure (pourcentage de réduction de la courbure). Les courbures du plan sagittal sont également mesurées par la technique de l'angle de Cobb. La cyphose thoracique est évaluée entre T2 (parfois T4 ou T5) et T12, et la lordose lombaire entre L1 et L5 (ou S1). D'autres méthodes ont été proposées pour évaluer les courbures scoliotiques (angle de Fergusson), mais la méthode de l'angle de Cobb reste la plus communément utilisée pour sa reproductibilité et sa praticité. Suite aux nombreuses études qui ont évalué la reproductibilité de la mesure de l'angle de Cobb chez les patients scoliotiques, et considérant les variations diurnes de cette mesure chez un même patient, une variation de 5° est estimée comme représentant un réel changement entre deux mesures (Beauchamp et al., 1993; Langensiepen et al., 2013). D'autres indices sont aussi utilisés pour décrire la déformation plus globalement : le déjettement du tronc est la distance horizontale entre la ligne de plomb passant par la vertèbre C7 et la ligne verticale centrale sacrée. La translation de la vertèbre apicale se définit comme la distance horizontale entre l'apex d'une courbure et la ligne de plomb passant par la vertèbre C7 dans le plan coronal. Les analyses dites locales ou segmentaires reportent l'inclinaison de chaque vertèbre dans le plan évalué, ou l'angulation entre deux vertèbres adjacentes.

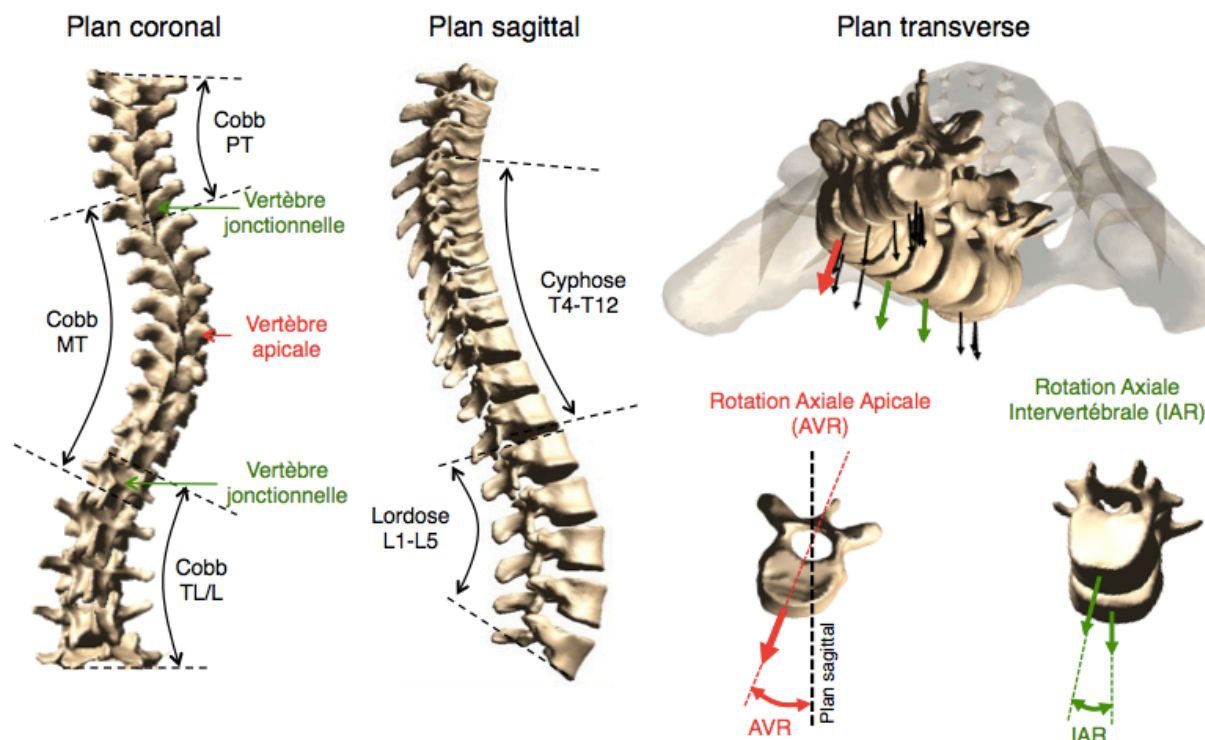


Figure 2-8 Indices d'évaluation de la déformation scoliotique dans les trois plans anatomiques

Plan transverse

L'évaluation de la déformation dans le plan transverse consiste à mesurer localement la rotation axiale des vertèbres. La rotation axiale de la vertèbre apicale (AVR), où la déformation est maximale, est l'indice utilisé pour évaluer la sévérité de la déformation dans le plan transverse dans la pratique clinique. Les études s'intéressant plus précisément au plan transverse reportent la rotation axiale d'autres vertèbres d'intérêt, et la rotation axiale intervertébrale. L'indice de « torsion mécanique », défini comme la somme des rotations intervertébrales entre l'apex et les vertèbres jonctionnelles, permet d'évaluer la déformation globale du plan transverse (Nault et al., 2014).

La rotation axiale est cependant un indice qui se mesure difficilement dans le plan des radiographies standard. En conséquence, de nombreuses méthodes de mesure ont été développées et sont utilisées pour reporter cet indice (Figure 2-10, Figure 2-10). Sur les radiographies PA et LAT, les méthodes se basent sur l'interprétation de la position relative de différents repères anatomiques vertébraux pour estimer la rotation axiale. Plus récemment, la combinaison de

radiographies biplanaires 2D pour la création de reconstructions 3D permet d'extraire les coordonnées 3D de repères anatomiques vertébraux, et d'évaluer la rotation de chaque vertèbre en 3D. Des méthodes alternatives proposent une mesure plus intuitive et directe de la rotation dans une section transverse, sur des images tomodensitométriques (CT), par résonnance magnétique (IRM) ou encore par ultrasons (Chen et al., 2016; Vrtovec et al., 2009) (Figure 2-10). Cependant, ces images restent peu utilisées pour l'évaluation de la SIA de par la modification des déformations en position allongée, l'exposition à d'importantes radiations (CT), le temps nécessaire à l'acquisition des images et le coût engendré par l'examen (Brink et al., 2017). Il n'existe à ce jour pas de méthode standard pour l'évaluation de la rotation axiale vertébrale des patients scoliotiques. Compte tenu de l'acquisition quasi systématique de radiographies pour l'évaluation des déformations scoliotiques dans les plans frontal et sagittal, les méthodes de mesure basées sur les radiographies sont les plus communément employées. Les différences d'exactitude et de précision des différentes méthodes restent peu investiguées dans la littérature (Lam et al., 2008; Vrtovec et al., 2009).

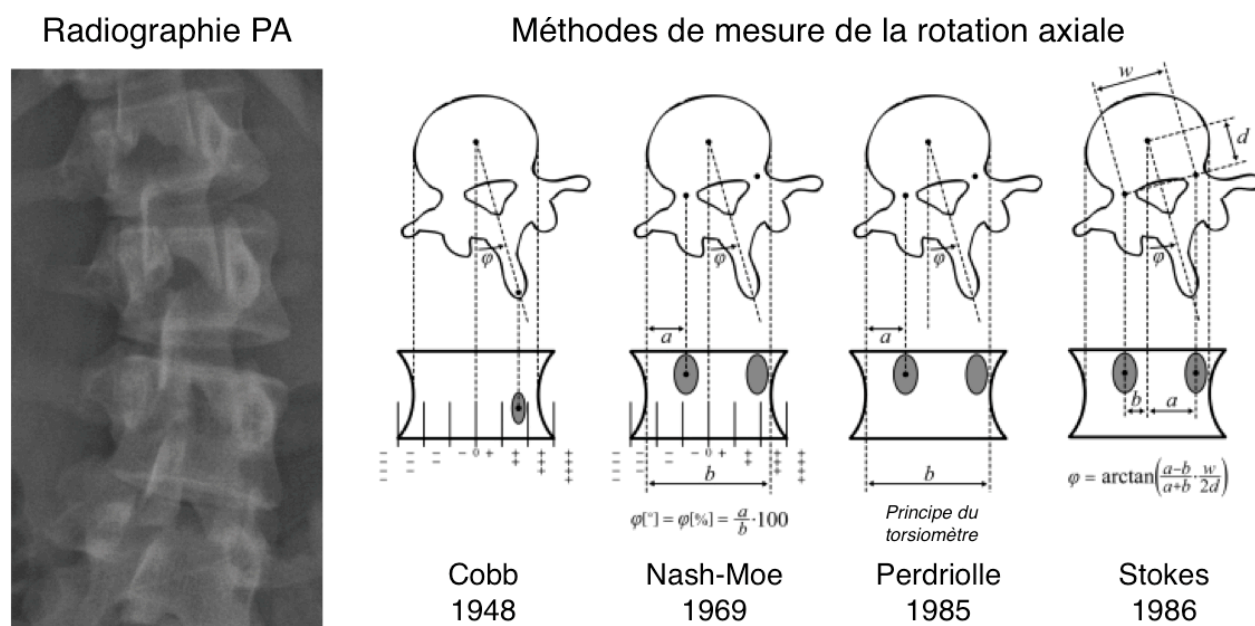


Figure 2-9 Exemple de méthodes de mesures de la rotation axiale basées sur la position relative de repères anatomiques sur radiographies coronales (adapté de Vrtovec et al., 2009)

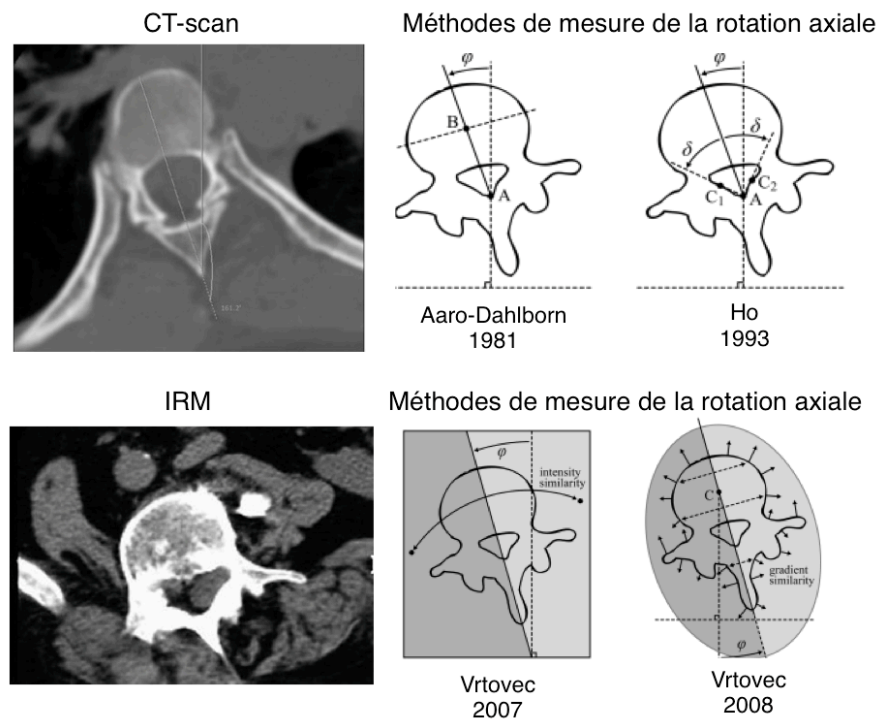


Figure 2-10 Exemple de méthodes de mesures de la rotation axiale sur CT scan et IRM (adapté de Vrtovec et al., 2009)

Cyphose 3D ou cyphose segmentaire

L'avènement de technologies de reconstruction 3D a permis de visualiser les déformations scoliotiques en 3D pour mieux décrire la scoliose. La cyphose thoracique peut être mesurée, non plus seulement dans le plan sagittal radiographique standard, mais aussi dans le plan sagittal local des vertèbres apicales où la rotation axiale est maximale. Hayashi et al. ont mis en évidence que la cyphose thoracique observée dans ce plan est en moyenne 10° plus faible que celle mesurée sur la radiographie. Ce phénomène avait été décrit dans les années 1970 par Perdriolle et baptisé « cyphose paradoxale » (Perdriolle et al., 1979). L'indice de « cyphose segmentaire » ou « cyphose 3D » consiste à mesurer la cyphose présente dans le plan sagittal local de chaque paire de vertèbres en rotation (Newton et al., 2015). Newton et al ont montré que les courbures sagittales présentes dans la déformation scoliotique se retrouvent masquées sur les radiographies latérales de par la rotation axiale des vertèbres. L'outil numérique 3D permet d'observer la cyphose segmentaire en « supprimant » la rotation axiale des vertèbres, tel que ce qui survient lors d'une chirurgie de correction du plan transverse (Figure 2-11)

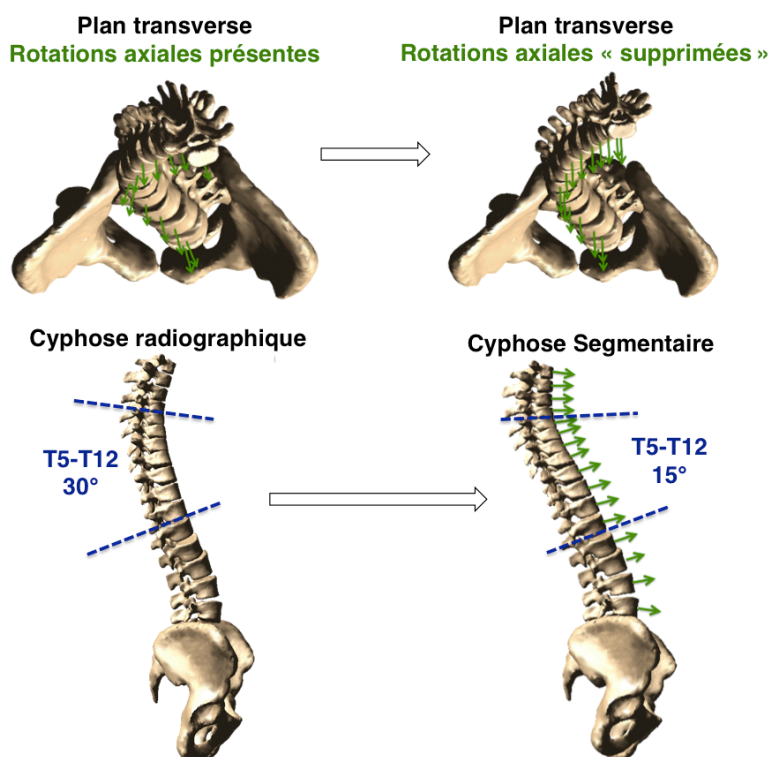


Figure 2-11 Cyphose segmentaire: cyphose mesurée lorsque la rotation axiale des vertèbres est "supprimée"

Évaluation tridimensionnelle globale

L'accessibilité aux reconstructions 3D du rachis a favorisé le développement de méthodes d'évaluation permettant de décrire la déformation scoliotique en 3D, et non plus seulement à partir de mesures sur des projections dans un plan radiographique 2D. Notamment, le plan de courbure maximale (PMC), défini à partir des deux vertèbres limites et l'apex de chaque courbure scoliotique, a démontré sa pertinence clinique pour la prédiction de la progression (Labelle et al., 2011; Nault et al., 2014; Sangole et al., 2009). Son orientation est calculée par rapport au plan sagittal, et la valeur de cet angle est de zéro pour un sujet sain, toutes les courbures physiologiques se trouvant dans le plan sagittal. Plusieurs méthodes décrivent et classifient les courbures du rachis à l'aide de fonctions mathématiques (Vrtovec et al., 2009), ou d'indices géométriques, tel l'indice de « torsion géométrique » (Kadoury et al., 2014). L'implémentation de ces méthodes de mesure dans la pratique clinique reste néanmoins complexe en raison de l'interprétation peu intuitive pour les cliniciens (Donzelli et al., 2015).

2.2.3 Classifications et traitement

Les systèmes de classification des courbures scoliotiques sont utilisés pour choisir le traitement optimal, identifier le risque de progression des déformations et standardiser la pratique chirurgicale. Le choix du traitement repose sur la sévérité de l'angle de Cobb de la courbure principale dans le plan frontal et la maturité osseuse du patient. Chez les patients avec un potentiel de croissance, le traitement préconisé est une simple observation si la courbure principale est inférieure à 25° ou le port d'un corset si la courbure progresse au-delà de 25°. L'intervention chirurgicale est indiquée pour les courbures sévères, soit supérieures à 45°.

Plusieurs classifications ont été développées pour caractériser les différents types de courbures scoliotiques (King et al., 1983; Lenke et al., 2001; Ponseti et Friedman, 1950). Les premières classifications étaient basées sur la localisation de l'apex de la courbure (thoracique, lombaire, thoraco-lombaire) et le type de courbe (simple, double, triple) (Ponseti et Friedman, 1950). La classification de King, simple d'utilisation, ne considère que la déformation dans le plan coronal, tandis que la classification de Lenke inclut des indices de déformations dans le plan frontal et sagittal, ainsi que la flexibilité de la courbure (Figure 2-12). La classification Lenke est aujourd'hui la plus communément utilisée en clinique (Lee et al., 2017). Cette classification présente une bonne fiabilité, et s'accompagne de directives d'instrumentation dans l'objectif de standardiser la pratique chirurgicale. Cependant, elle néglige la déformation dans le plan transverse inhérente à la scoliose. En utilisant des approches de classification 3D, plusieurs auteurs ont démontré la présence de sous-groupes au sein du type Lenke 1 (Atmaca et al., 2014; Sangole et al., 2009). L'impact de la rotation axiale dans la courbure lombaire sur le choix des niveaux à fusionner pour obtenir une correction 3D optimale a été montré (Erdemir et al., 2015). La classification proposée par Suk et al. inclut des directives concernant la pratique des manœuvres chirurgicales (direction des manœuvres de dérotation) selon la rotation axiale de la vertèbre distale instrumentée (Kim et al., 2017). Le développement de nouvelles classifications met en évidence la nécessité de considérer le caractère tridimensionnel de la scoliose, afin de rationaliser et adapter la stratégie chirurgicale aux déformations 3D, pour des résultats cliniques optimaux (Aubin, 2016; Donzelli et al., 2015).





















	Type 1 (MT)	Type 2 (thoracique double)	Type 3 (majeure double)	Type 4 (majeure triple)	Type 5 (TL/L)	Type 6 (TL/L-MT)
A						
B						
C						
Critère sagittal structurel	 Normal	 Cyphose PT	 Cyphose TL	 Cyphose PT et TL	 Normal	 Cyphose TL
	Modificateur sagittal T5-T12 : - (10°), N (10°-40°) et + (40°)					

Figure 2-12 Classification de Lenke basée sur la déformation dans les plans frontal et sagittal ainsi que la flexibilité des courbures (extrait de Lenke et al. 2001)

2.3 Instrumentation chirurgicale contemporaine par abord postérieur

La chirurgie d'instrumentation est le traitement de référence préconisé dans les cas de courbures sévères (angle de Cobb thoracique supérieur à 45°) et évolutives, ou d'échec du traitement par corset orthopédique (Weinstein et al., 2013). Les objectifs principaux du traitement visent à stopper la progression des déformations, obtenir une correction 3D permanente des déformations, rééquilibrer la répartition des efforts dans le rachis, améliorer l'apparence du tronc et conserver un maximum de mobilité du rachis (Weinstein et al., 2008). Lorsqu'une indication chirurgicale est retenue, l'abord de la colonne vertébrale peut être effectué par voie antérieure (incision sur le côté) ou par voie postérieure (incision au niveau du dos). Dans le cadre de ce projet, seule l'instrumentation par abord postérieur, considérée comme l'approche chirurgicale la plus utilisée pour les cas de SIA thoracique, sera traitée (de Kleuver et al., 2014).

2.3.1 Historique de l'évolution des manoeuvres chirurgicales vers la correction 3D de la scoliose

Le traitement chirurgical de la SIA a considérablement évolué depuis son introduction dans les années 1960 par Paul Harrington, jusqu'aux chirurgies d'instrumentation modernes, dérivées des systèmes Cotrel-Dubousset développés dans les années 1980. Les premières chirurgies d'instrumentation, nommées "tiges de Harrington", utilisaient des crochets placés sur les vertèbres stables supérieures et inférieures et une tige d'instrumentation pour appliquer des forces de distraction du côté concave de la courbure et/ou une compression du côté convexe afin de diminuer la courbure dans le plan coronal. Cette technique fut la procédure standard pendant 25 années, mais obtenait des résultats de correction limités et induisait un phénomène de « dos plat » dans le plan sagittal (Hasler, 2013). Par la suite, le système Harrington-Luque a ajouté des câbles métalliques sublaminaires pour augmenter la rigidité du montage et translater graduellement les vertèbres vers les tiges. Les tiges étaient pre-cintrées en vue d'améliorer le profil sagittal (Luque, 1982). À partir des années 1980, de nouveaux systèmes d'instrumentation à base de vis pédiculaires et de crochets (fixés sur les pédicules, lames ou apophyses transverses) sont apparus pour remplacer les ancrages sublaminaires, grâce au développement d'outils chirurgicaux

puissants, appelés « réducteurs », permettant de translater les vertèbres vers les tiges avec une manœuvre dite de « translation ». Le système Cotrel-Dubousset a été le premier à traiter la déformation scoliotique en 3D, avec l'introduction de la technique chirurgicale de « rotation de la tige » (détaillée à la section 2.3.2), manœuvre aujourd'hui couramment utilisée. Ce système était composé de deux tiges métalliques, de crochets et, dans certains cas, de vis pédiculaires aux niveaux lombaires. La manœuvre de « rotation de la tige » consiste à ramener la courbure du plan coronal dans le plan sagittal pour corriger la translation frontale des vertèbres et créer une cyphose (postéro-médialisation de la courbure), corrigeant simultanément les plans coronal et sagittal aux niveaux thoracique et lombaire. Son efficacité sur la correction du plan transverse est cependant controversée. Certaines études reportent une amélioration de la rotation de la vertèbre apicale, pouvant atteindre 64% de correction, alors que d'autres reportent une absence de correction, voire une aggravation de la déformation dans le plan transverse allant jusqu'à 16% (Kadoury et al., 2009; Labelle et al., 1995; Pankowski et al., 2016; Seki et al., 2017).

Corriger la rotation axiale vertébrale est resté un défi pour les chirurgiens pendant plusieurs décennies, jusqu'à l'introduction de deux avancées dans la chirurgie d'instrumentation (Suk et al., 2001). Les vis pédiculaires sont devenues de plus en plus populaires comme système de fixation dans les années 1990, et notamment suite à leur homologation récente par la *Food and Drug Administration* pour l'utilisation sur des cas pédiatriques (Lee et al., 2004). Leur utilisation s'est étendue aux niveaux thoraciques grâce à l'amélioration des techniques d'insertion, et elles sont aujourd'hui la référence pour le traitement chirurgical par abord postérieur (de Kleuver et al., 2014). Les vis pédiculaires sont insérées dans la vertèbre postérieurement par le pédicule et traversent le corps vertébral jusque dans la partie antérieure de la vertèbre. De par leur ancrage dans la vertèbre (Figure 2-13), ce type d'implant permet au chirurgien de transmettre des efforts de translation et de rotation du corps vertébral. Ainsi, les vis pédiculaires offrent un meilleur contrôle de la vertèbre que les autres types d'implants utilisés dans la chirurgie d'instrumentation (crochets, câbles sublaminaires, etc.) (Liljenqvist et al., 2001). Dans un second temps, l'amélioration de l'ancrage sur les vertèbres grâce aux pédiculaires a conduit au développement de nouvelles techniques chirurgicales visant à atteindre une réelle dérotation vertébrale, dans le but sous-jacent de réduire la gibbosité. Ainsi, la manœuvre de Dérotation Vertébrale (VD) a été introduite dans les années 2000 et vise directement la correction de la déformation dans le plan transverse (Suk et al., 2001).

Le principe de la Dérotation Vertébrale consiste à corriger la rotation axiale vertébrale par l'application d'une force dans la direction opposée à celle de la déformation (Figure 2-13). Cette force est appliquée par le chirurgien sur un « tube de dérotation » ou « dérotateur », qui est une extension de la vis pédiculaire fixée sur la tête de vis (Figure 2-13). A l'aide de ce bras de levier, la manœuvre de dérotation exploite la capacité mécanique des vis pédiculaires à transmettre un moment (issu de la force de dérotation exercée sur le dérotateur par le chirurgien) au corps vertébral. La direction de la force de correction dépend de la rotation axiale de la vertèbre.

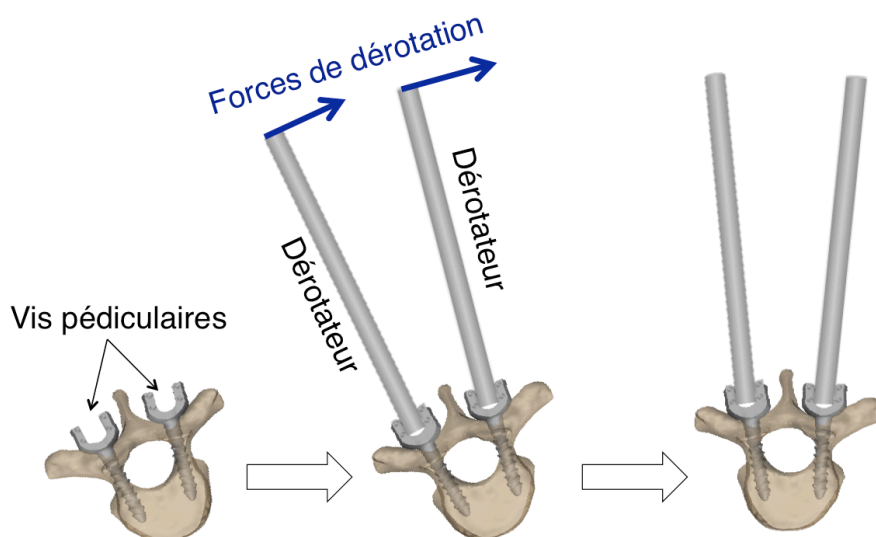


Figure 2-13 Concept de la manoeuvre de Dérotation Vertébrale (vue dans le plan transverse) : des forces sont appliquées sur des dérotateurs fixés sur les vis pédiculaires pour faire tourner la vertèbre dans le plan transverse

Depuis l'introduction de la manoeuvre de dérotation initiale, la technique a été sujette à de nombreux raffinements. À ce jour, il existe plusieurs techniques de dérotation, toutes visant le même objectif de correction du plan transverse. On distingue deux grandes catégories de manoeuvres de dérotation faisant intervenir différents mécanismes de correction: la « dérotation Segmentaire » ou « Dérotation Vertébrale Directe », manoeuvre locale, et la « dérotation En Bloc », manoeuvre plus régionale (techniques détaillées à la section 2.3.2) (Senkoylu et Cetinkaya, 2017)

La procédure chirurgicale de thoracoplastie consiste à enlever une partie ou la totalité d'une ou plusieurs côtes, et est pratiquée par certains chirurgiens dans l'objectif de réduire directement la gibbosité, manifestation cosmétique des plus gênantes pour le patient scoliotique. Cette procédure chirurgicale a cependant été associée à une diminution des fonctions pulmonaires, une augmentation du temps de chirurgie, des pertes de sang et de la douleur ressentie par le patient (Koller et al., 2017). L'utilisation de cette procédure est aujourd'hui controversée au sein des cliniciens notamment depuis que les manoeuvres chirurgicales de Dérotation Vertébrale (VD) se sont popularisées (Samdani et al., 2012).

2.3.2 Stratégies chirurgicales contemporaines de correction 3D

La chirurgie postérieure contemporaine consiste à pratiquer une séquence de manoeuvres de correction. Les principales manoeuvres modernes sont présentées dans la section suivante. Certaines de ces techniques peuvent être utilisées seules ou combinées.

- **Ostéotomies**

Cette procédure vise à obtenir une flexibilité accrue du rachis pour en faciliter sa manipulation lors des manoeuvres et accroître la correction 3D des déformations rachidiennes (Sangiorgio et al., 2013). Elle consiste en une résection osseuse et ligamentaire (ligaments interépineux). Seule une partie des facettes articulaires peut être retirée (ostéotomies de Smith-Peterson ou de Ponte) ou bien l'intégralité des pédicules (ostéotomie de soustraction pédiculaire). L'ostéotomie peut aller jusqu'à la résection de la vertèbre au complet dans les cas de scoliose les plus sévères, et notamment lors de cyphoses thoraciques supérieures à 40° (résection vertébrale).

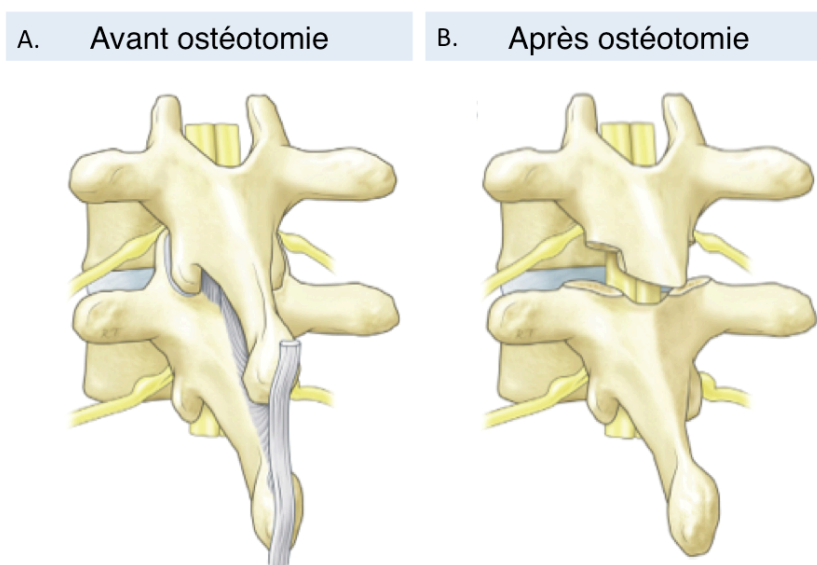


Figure 2-14 Ostéotomie de type Ponte: avant (A.) et après (B.) résection osseuse et ligamentaire (adapté de Holewijn et al., 2015)

- Insertion des implants

Les implants sont insérés un à un dans les vertèbres. Le choix de l'instrumentation (densité, configuration et type d'implants, diamètre et matériau des tiges) et du nombre de niveaux instrumentés revient au praticien. L'insertion des vis est une étape délicate lors de laquelle la trajectoire et la profondeur d'insertion dans le pédicule doivent être maîtrisées pour ne pas risquer d'endommager la moelle épinière ou fracturer le corps vertébral (Larson et al., 2012). Une fois les implants placés, la séquence de manœuvres de correction débute.

- Cintrage différentiel des tiges

Les tiges sont cintrées par le chirurgien selon les courbures de profil sagittal souhaité à l'aide d'un plieur. La technique du cintrage différentiel consiste à accentuer la courbure de la tige du côté concave et diminuer celle du côté convexe de la courbure (Cidambi et al., 2012; Seki et al., 2017). Cette différence de courbure induit une poussée ventrale du côté convexe et une traction dorsale du côté concave, créant ainsi un couple de dérotation vertébral dans le plan transverse (Wang et al., 2016). En réalisant un cintrage différentiel, le chirurgien cherche à cintrer les tiges

de manière à ce qu'à la fin de la chirurgie, une fois qu'elles ont été déformées par les manoeuvres, les tiges aient la même courbure dans le plan sagittal (Liu et al., 2012).

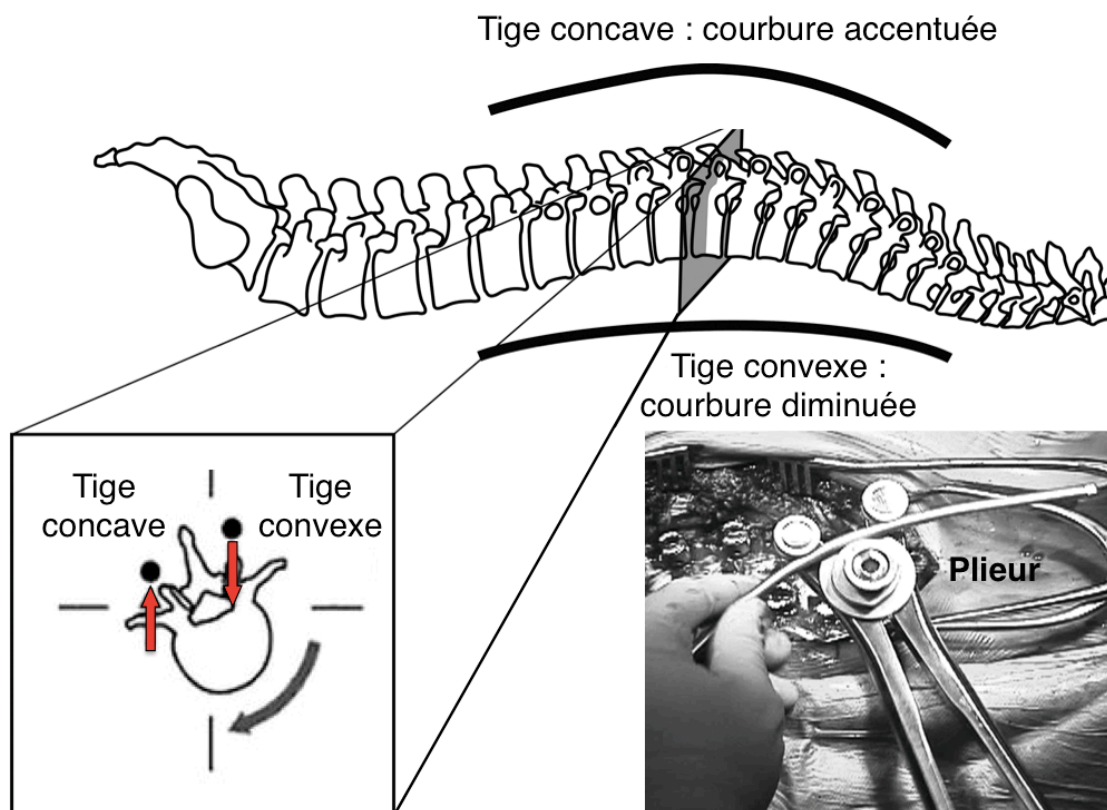


Figure 2-15 Principe de la technique de cintrage différentiel des tiges : la courbure de la tige du côté concave est accentuée et celle du côté convexe diminuée pour générer un couple de dérotation (adapté de Cidambi et al., 2012)

- Rotation de la tige

La première tige est installée dans les implants placés du côté concave de la courbure, de façon à ce que la courbure de la tige suive celle de la scoliose. Une rotation de 90° dans le plan transverse est imposée à la tige afin de transformer la courbure dans le plan coronal en courbure dans le plan sagittal. Cette manoeuvre induit une postéro-médialisation des vertèbres, corrigeant simultanément les plans frontal et sagittal. Certains auteurs préconisent d'effectuer la manoeuvre de rotation avec la tige placée du côté convexe ou avec les deux tiges simultanément (Terai et al., 2015).

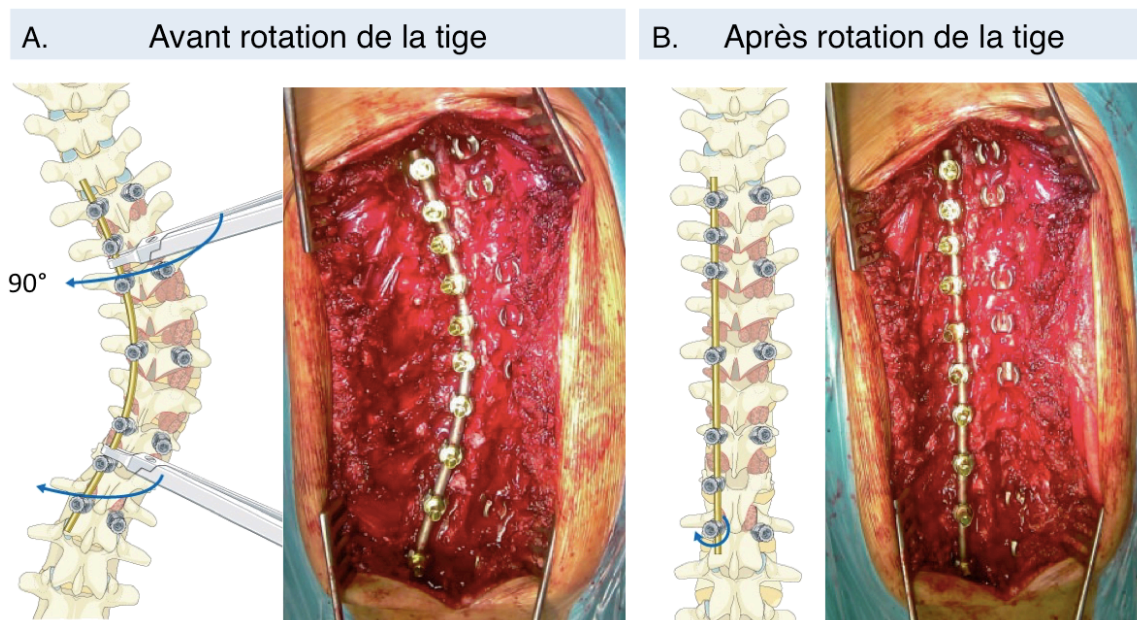
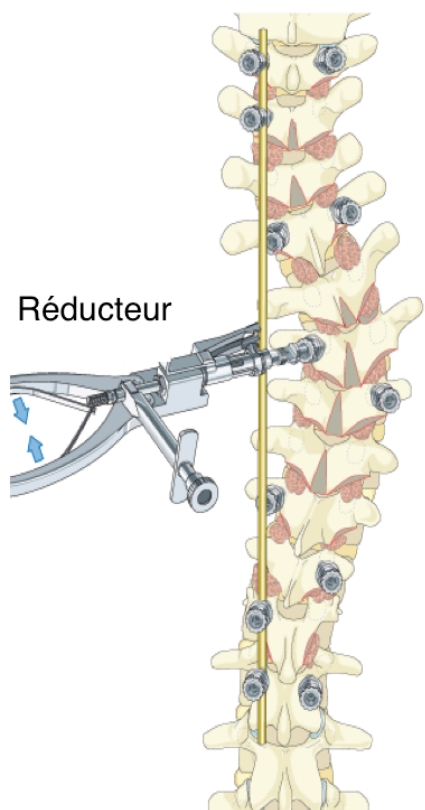


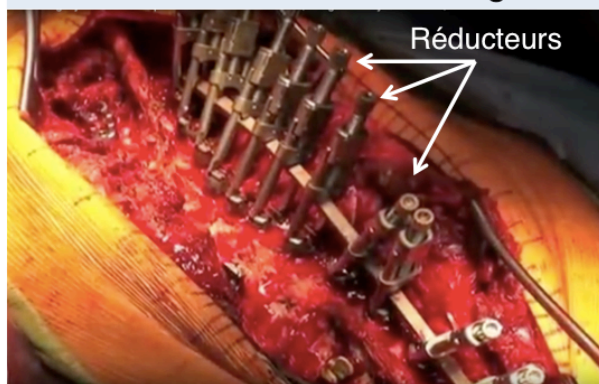
Figure 2-16 Schémas et images chirurgicales de la technique de rotation de la tige concave : la courbure dans le plan frontal avant la rotation de la tige (A.) est transformée en courbure dans le plan sagittal (B.) (adapté de Pankowski et al., 2015 et aofoundation.org)

- Translation

La technique de translation se base sur une réduction séquentielle de la tige dans les implants. La tige est cintrée selon les courbures sagittales souhaitées, placée dans les implants proximaux et distaux, et maintenue fixe dans le plan sagittal. Les vertèbres intermédiaires sont graduellement rapprochées de la tige par la translation des implants grâce à des instruments spécialisés (réducteurs). Au fur et à mesure que les implants sont connectés à la tige, le rachis adopte la forme donnée à la tige, corrigeant simultanément le plan frontal et le plan sagittal. Cette technique peut être pratiquée sur les deux tiges simultanément.



A. Avant translation de la tige



B. Après translation de la tige

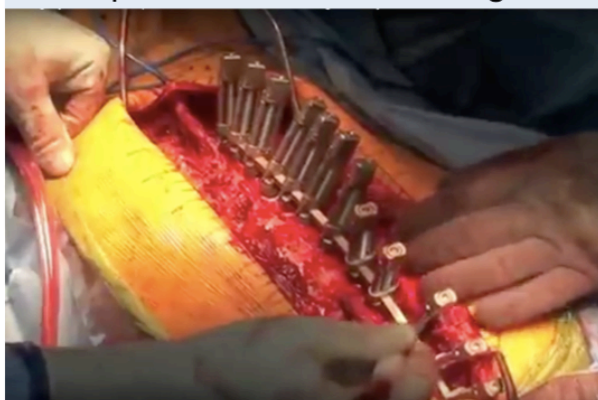


Figure 2-17 Schéma et images chirurgicales de la technique de translation: les implants, initialement éloignés de la tige (A.) sont graduellement rapprochés de la tige à l'aide de réducteurs, jusqu'à leur insertion dans les têtes de vis (B.) (adapté de aofoundation.org et Scoliosis Surgery - Posterior Spinal Instrumented Fusion, Surgeon: Shyam Kishan, MD <https://lc.cx/ppb5>)

- Cintrage *in situ* de la tige

La tige est dans un premier temps cintrée de manière à reproduire les courbures scoliotiques, puis introduite dans les implants du côté concave ou convexe sans induire de correction (Steib et al., 2004). La déformation scoliotique est ensuite corrigée en pliant la tige jusqu'à atteindre une déformation plastique du matériau. La tige est pliée dans les plans frontal et sagittal, segment par segment, à l'aide de fers à cintrer, pour restaurer les courbures du rachis sain. La position des

vertèbres est guidée progressivement par le changement de forme de la tige. Cette manœuvre peut aussi être réalisée localement à la suite d'autres manœuvres, comme complément de correction.

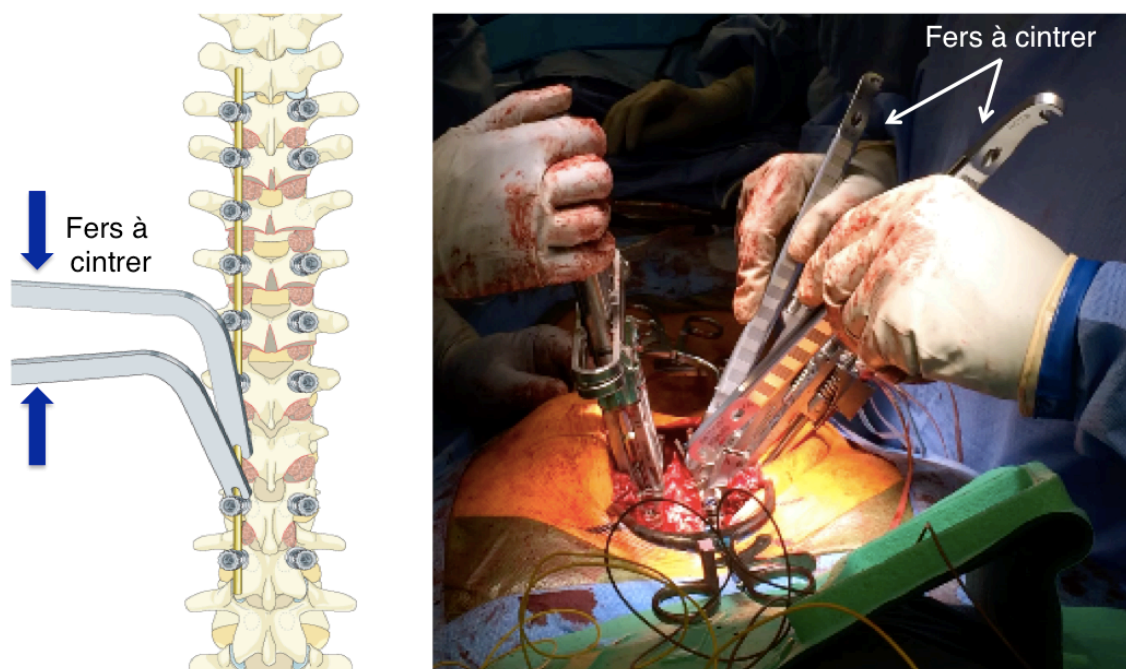


Figure 2-18 Schéma et image chirurgicale de la technique de cintrage in situ de la tige (adapté de aofoundation.org)

- Dérotation Vertébrale (VD)

La technique de dérotation vise principalement la correction du plan transverse. On distingue deux grandes catégories de dérotation, faisant intervenir différents mécanismes de correction: la « dérotation Segmentaire » et la « dérotation En Bloc ».

- Dérotation Segmentaire (ou Dérotation Vertébrale Directe « DVD »)

La technique de dérotation « Segmentaire » vise à corriger séquentiellement la rotation intervertébrale entre chaque paire de vertèbres adjacentes, segment par segment. La vertèbre neutre, dont la rotation axiale est nulle, est d'abord identifiée. Les outils de dérotation (dérotateurs) sont placés sur cette vertèbre et la vertèbre adjacente. Les dérotateurs de la vertèbre adjacente sont manipulés pour ajuster sa rotation axiale relativement à la vertèbre neutre et

réduire ainsi la rotation intervertébrale. La vertèbre neutre est maintenue en place pour exercer une contre-rotation pendant la dérotation. Une fois la rotation axiale désirée atteinte, les écrous des têtes de vis sont serrés sur la tige afin de maintenir la vertèbre dans la position corrigée, et les efforts relâchés. Le processus est répété successivement sur plusieurs niveaux vertébraux jusqu'à ce que chaque vertèbre atteigne une rotation axiale corrigée. Cette manœuvre induit une détorsion incrémentale sur chaque segment vertébral manipulé.

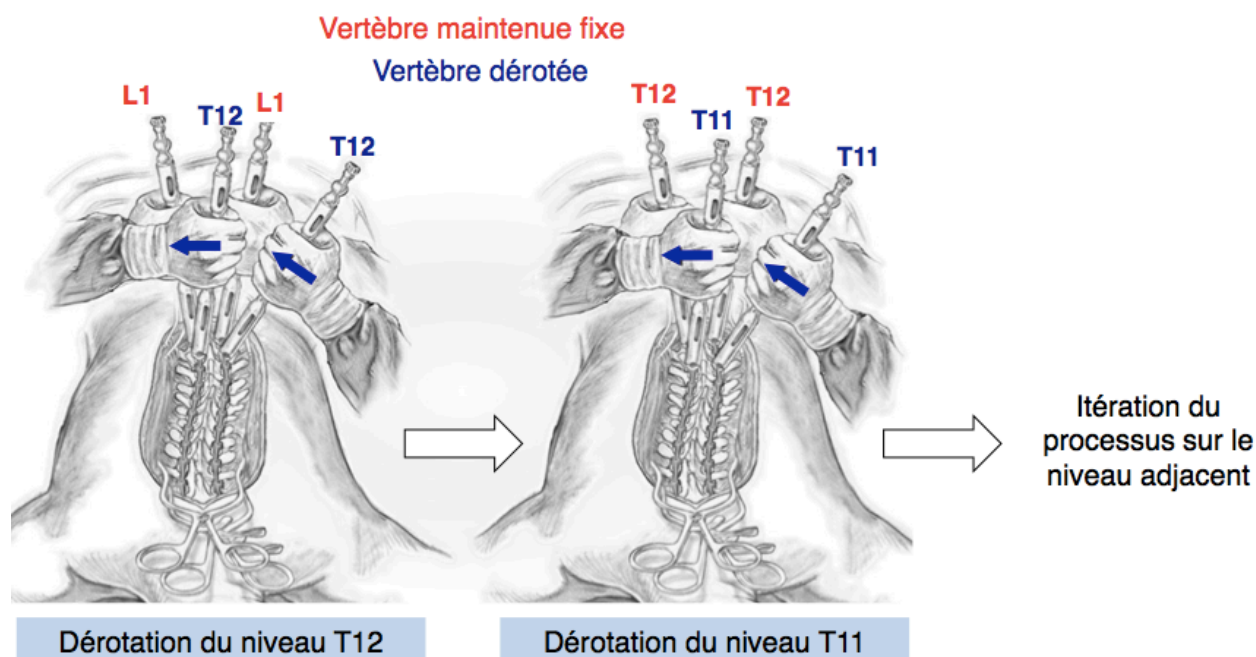


Figure 2-19 Principe de la dérotation Segmentaire ou DVD: correction séquentielle de la rotation intervertébrale à chaque niveau vertébral (adapté de Shah, 2007)

○ Dérotation En Bloc

La technique de dérotation « En Bloc » est une manipulation simultanée et globale des vertèbres apicales de la courbure. Les outils de dérotation (dérotateurs) sont placés sur les vertèbres apicales et periapicales. Le chirurgien exerce un effort sur l'ensemble des dérotateurs, reliés ou non par un dispositif, afin de corriger la torsion du rachis. Des dérotateurs supplémentaires sont parfois placés aux niveaux des vertèbres distales et/ou proximales et manipulées selon le sens de la rotation dans les contre-courbures. Cette manœuvre vise une correction globale de la déformation dans le plan transverse avec une unique manipulation.

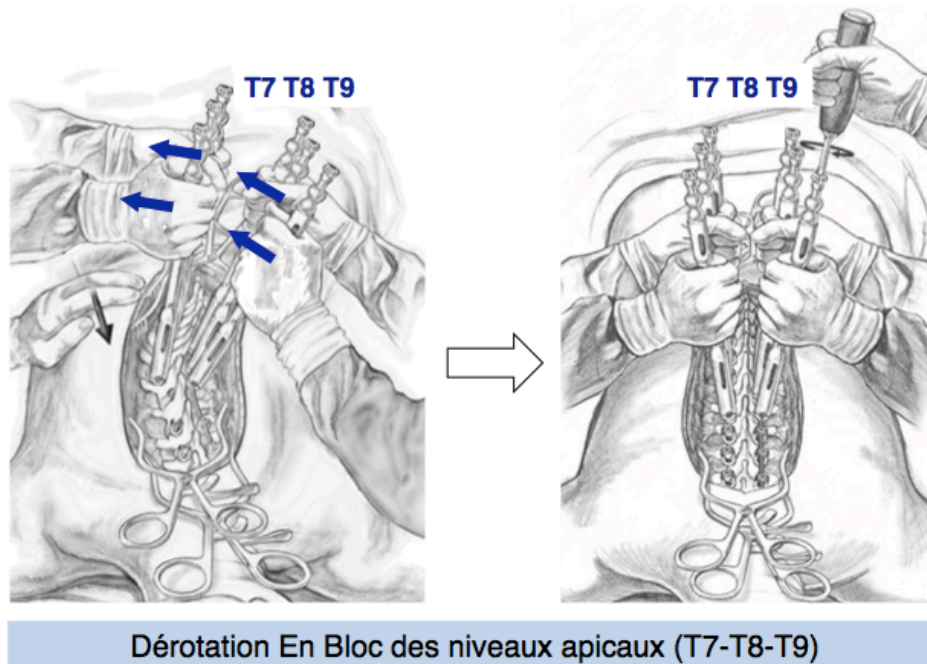


Figure 2-20 Principe de la dérotation En Bloc : manipulation globale simultanée des niveaux apicaux et périapicaux pour corriger la déformation dans le plan transverse (adapté de Shah, 2007)

- Distraction-compression

Les manoeuvres de compression-distraction sont réalisées en complément d'une technique de correction principale, pour ajuster la correction une fois les tiges insérées. A l'aide d'une pince, les implants adjacents de la concavité sont éloignés (distraction) le long de la tige pour étirer la concavité, et ceux du côté convexe rapprochés (compression), redressant ainsi la courbure résiduelle dans le plan coronal. Dans le plan sagittal, la compression des implants a un effet lordosant alors que la distraction des implants a un effet cyphosant.

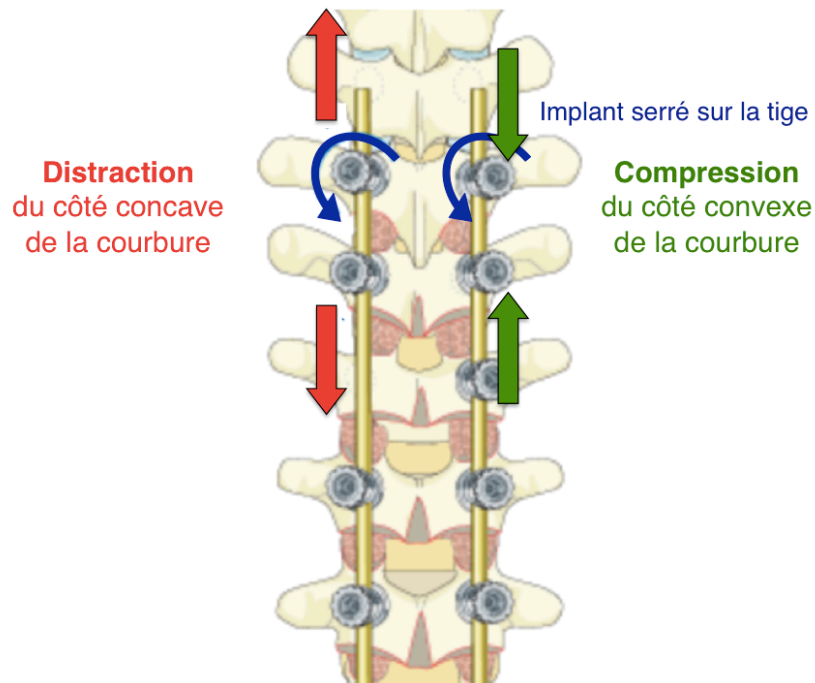


Figure 2-21 Schéma des manoeuvres de compression - distraction pour l'ajustement de la correction (adapté de aofoundation.org)

- Alignement coplanaire vertébral (VCA)

Cette technique a été développée dans l'objectif de corriger la déformation en 3D avec une unique manœuvre (Vallespir et al., 2008). Comme schématisé sur la Figure 2-22, des extenseurs sont placés sur les vis pédiculaires du côté convexe de la courbure (A), puis une barre est insérée à travers la partie supérieure des extenseurs pour les aligner (B). Une tige pré-cintrée est alors glissée dans cet alignement (C), puis descendue progressivement le long des extenseurs (D) jusqu'à ce qu'elle s'insère dans les têtes des implants (E).

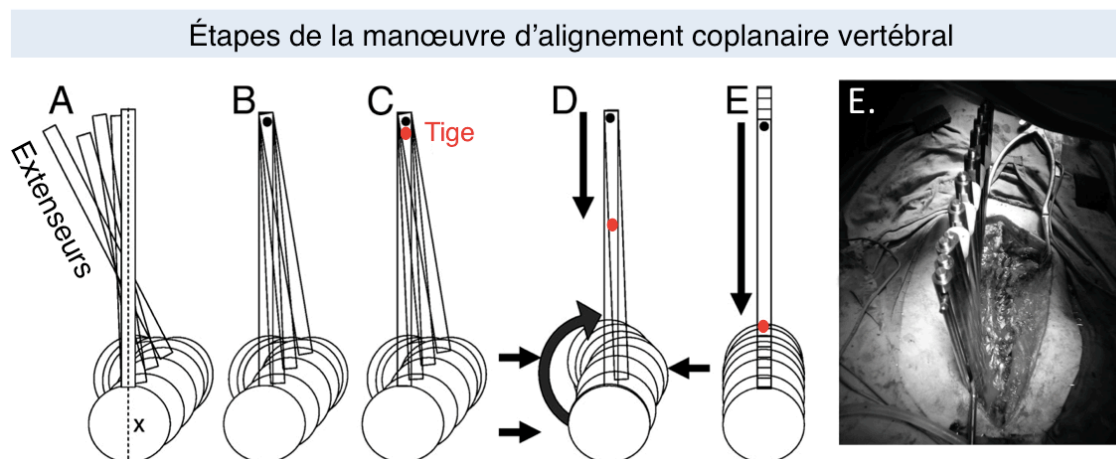


Figure 2-22 Schéma et image chirurgicale de la séquence de manœuvres lors de l'alignement coplanaire vertébral (adapté de Vallespir et al., 2008)

Le 2-1 résume l'effet correctionnel principal visé par chacune des techniques de correction contemporaines précédemment décrites dans cette section.

Tableau 2-1 Résumé de l'effet correctionnel visé par chacune des techniques de correction chirurgicale dans les trois plans anatomiques

Techniques de correction	Plan Coronal	Plan Sagittal	Plan Transverse
Cintrage Différentiel des tiges			●
Rotation de la tige	●	●	●
Translation	●	●	
Cintrage <i>in situ</i>	●	●	
Dérotation Segmentaire			●
Dérotation En Bloc			●
Alignement Coplanaire Vertébral	●	●	●
Compression / Distraction	●	●	

● Effet correctionnel visé ● Effet adverse/débattu

2.3.3 Variabilité de la stratégie chirurgicale incluant une dérotation

Il n'existe à ce jour pas de consensus sur la stratégie chirurgicale pour obtenir une correction 3D optimale des déformations scoliotiques (Shah, 2017; Majdouline et al., 2007). Le choix des manœuvres reste fortement influencé par l'expérience personnelle du chirurgien et ses objectifs de correction spécifiques. Parmi les chirurgiens qui utilisent une Derotation Vertébrale dans leur stratégie chirurgicale, on note une importante variabilité dans l'exécution de la manœuvre (Badve et al., 2015; Shah, 2017).

Cette variabilité d'exécution des paramètres de la manœuvre de dérotation se retrouve dans le choix du type de dérotation (Segmentaire, En Bloc, combiné), le montage de dérotation, la manipulation du montage, la séquence d'exécution des étapes chirurgicales et le choix de l'instrumentation (implants et tiges). Le Tableau 2-2 recense plusieurs variations dans la stratégie de dérotation proposées par les auteurs dans la littérature. Les montages de dérotation (dérotateurs), de par leur diversité sur le marché, permettent des configurations variées (Figure 1-23): dérotateur relié à une unique vis pédiculaire et manipulé seul (dérotateur indépendant, Figure 2-24), montage triangulé reliant les dérotateurs placés sur les vis des côtés concave et convexe d'une même vertèbre (pont bilatéral, Figure 2-24), montage de dérotateurs placés unilatéralement (du côté concave ou convexe) et liés entre eux (pont unilatéral Figure 2-25), montage unissant les dérotateurs de plusieurs vertèbres adjacentes (ponts bilatéral et unilatéral Figure 2-25). L'utilisation de montages de dérotation unissant plusieurs vis pédiculaires permet en théorie de répartir les efforts sur plusieurs points d'ancrages, et ainsi réduire le risque de descellement des implants du pédicule (Cheng et al., 2010).

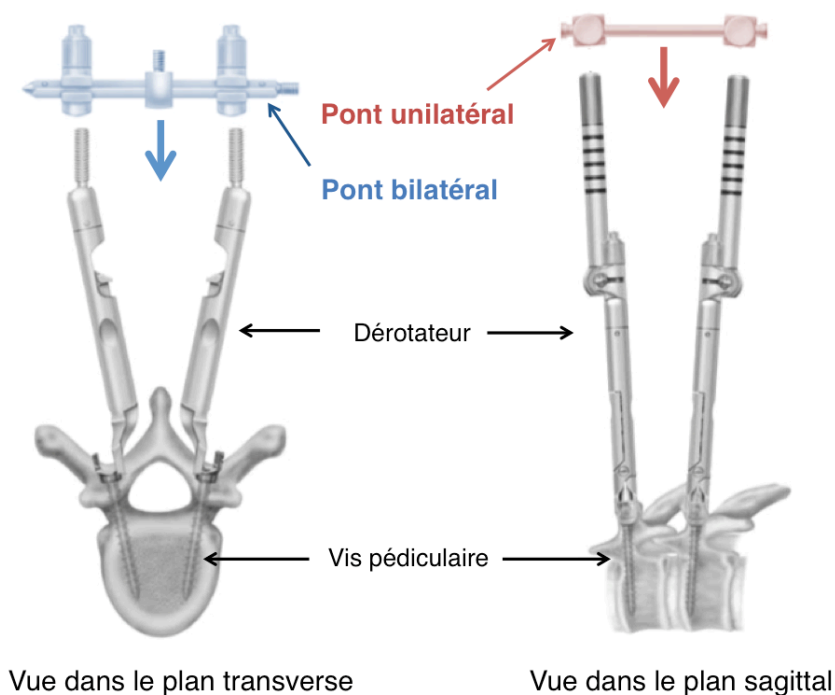


Figure 2-23 Ponts unilatéral et bilatéral pour créer différents montages de dérotation (adapté de CD Horizon Legacy Spinal System - Medtronic)

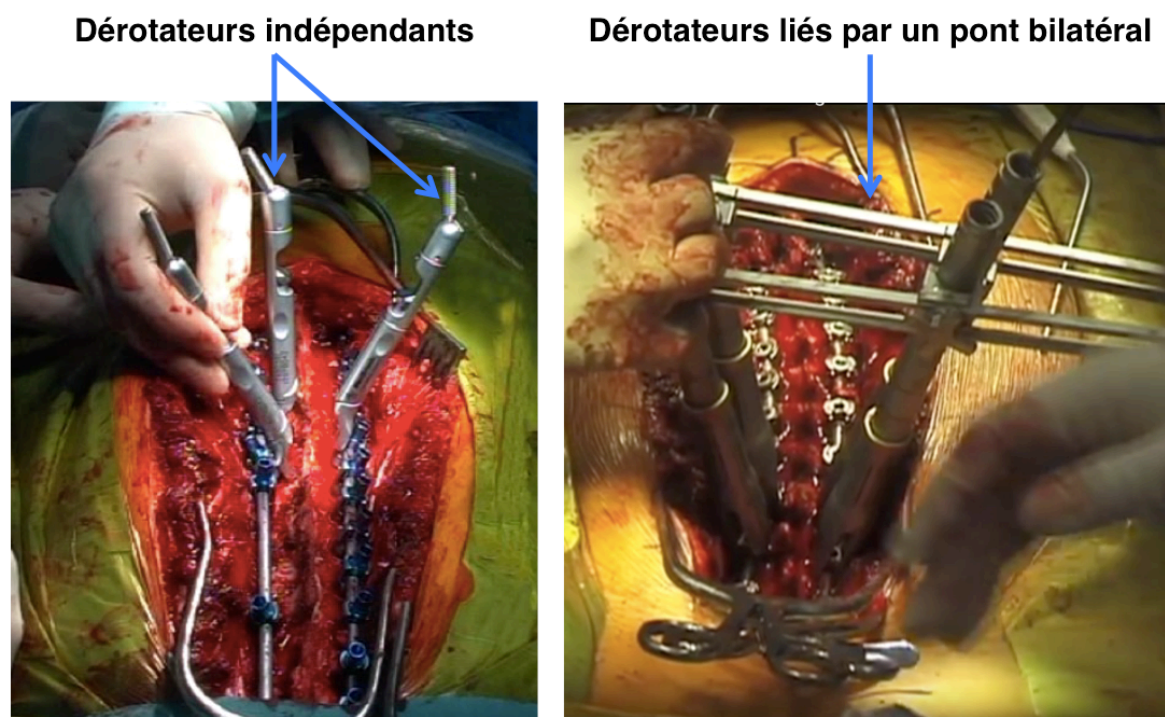


Figure 2-24 Montages avec dérotateurs indépendants ou bilatéralement liés (adapté de Senkoylu et al. 2017 et Newton et al., 2011 - <https://lc.cx/pAPU>)

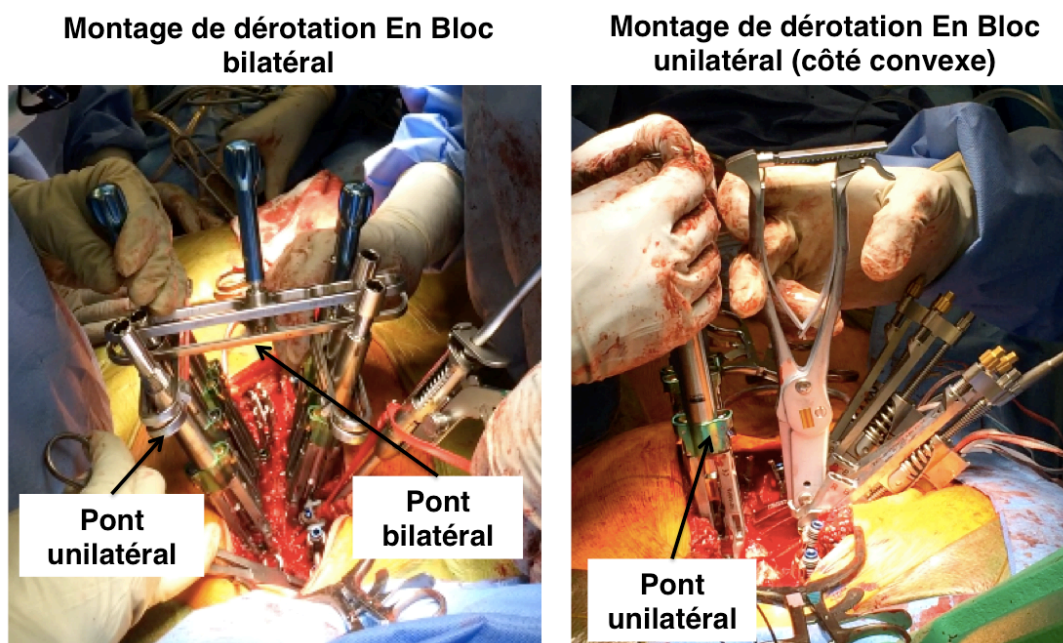
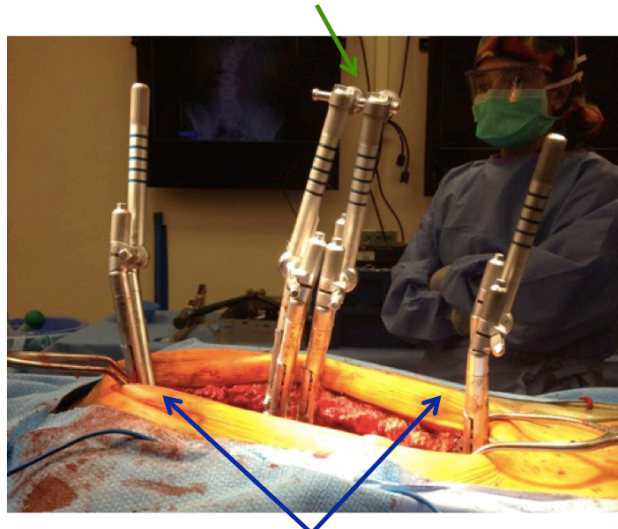


Figure 2-25 Montages de dérotation En Bloc unissant plusieurs vertèbres avec ponts bilatéral et/ou unilatéral

En outre, le choix de l'étape chirurgicale à laquelle le chirurgien décide de pratiquer la dérotation parmi les autres manœuvres chirurgicales est très variable. Si certains préfèrent l'effectuer avant même que les tiges ne soient insérées pour faciliter la correction, d'autres préféreront attendre l'insertion de la 1^{ère} tige ou même pratiquer la manœuvre une fois les deux tiges insérées pour minimiser le retour élastique du rachis (Giacomini et al., 2015). La manière de manipuler un même montage de dérotation est variable d'un chirurgien à l'autre, et peut mener à plusieurs modes de correction 3D (Chang et Lenke, 2009). Certains auteurs préconisent une poussée antérieure sur les dérotateurs convexes et une traction postérieure sur les dérotateurs concaves afin de générer un couple de dérotation, et d'autres, l'application d'un effort de translation latéral perpendiculaire aux dérotateurs (Senkoylu et Cetinkaya, 2017). De plus, certains chirurgiens placent des dérotateurs sur les vertèbres neutres distales et proximales pour appliquer une contre-rotation afin de réguler la transmission des efforts de torsion, et ainsi éviter d'aggraver la rotation axiale dans les segments non instrumentés (Shah, 2007). Le serrage des écrous sur la tige au niveau des vis vertèbres neutres distales et proximales avant la pratique de la dérotation peut également servir de contre-rotation (Newton, 2017).

Montage de dérotation pour la dérotation En Bloc des niveaux apicaux



Dérotateurs pour la contre-rotation aux niveaux proximal et distal

Figure 2-26 Installation de dérotateurs aux niveaux proximal et distal pour l'application de contre-rotation durant la dérotation En Bloc des niveaux apicaux vue dans le plan sagittal (adapté de Skaggs et al., 2014)

Les recommandations actuelles en ce qui concerne l'ajustement des paramètres de dérotation pour corriger le plan transverse restent empiriques et les analyses biomécaniques permettant d'appuyer ces recommandations sont peu nombreuses (Badve et al., 2015; Cheng et al., 2010; Martino et al., 2013). Cette absence de standardisation quant à la stratégie de correction du plan transverse met en évidence un manque de compréhension des mécanismes de correction.

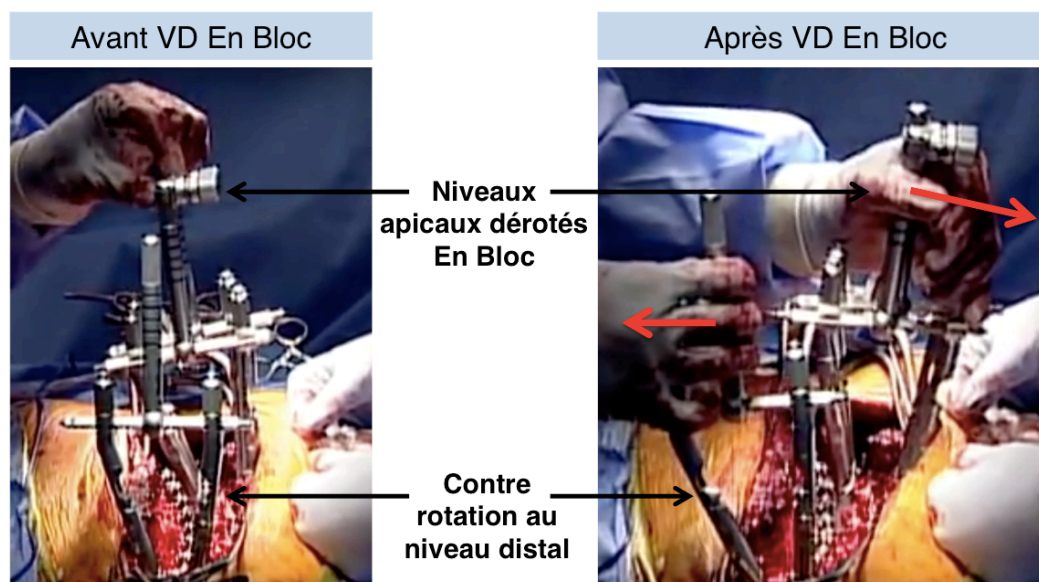


Figure 2-27 Utilisation d'une contre-rotation au niveau distal lors de la dérotation En Bloc, vue dans le plan transverse (extrait de Medtronic Scoliosis Education - Dr Skaggs VCM Derotation 2011 - <https://www.youtube.com/watch?v=JXMAGwzo1>)

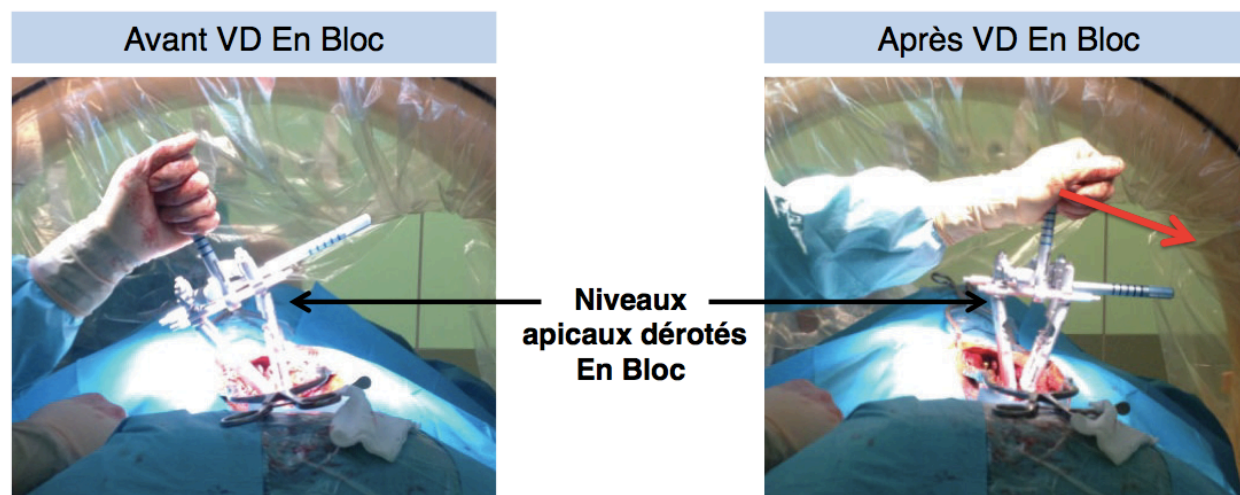


Figure 2-28 Dérotation En Bloc sans utilisation de contre-torsion aux niveaux proximal et distal (adapté de Pankowski et al., 2015)

Tableau 2-2 Variation des paramètres d'exécution de la stratégie de dérotation

	En Bloc		Segmentaire	
Paramètres d'exécution de la dérotation	Paramètres variables parmi les chirurgiens		Paramètres variables parmi les chirurgiens	
Montage de dérotation Figure 2-23 Figure 2-24 Figure 2-25	Placement des dérotateurs	Dérotateurs placés unilatéralement (côté concave ou convexe) / bilatéralement	Placement des dérotateurs	Dérotateurs placés unilatéralement (côté concave ou convexe) / bilatéralement
	Lien longitudinal	Dérotateur liés unilatéralement / indépendants	Lien bilatéral	Dérotateurs liés par un pont (triangulation) / indépendants
	Lien bilatéral	Dérotateurs liés bilatéralement par un pont (triangulation)		
	Nombre de niveaux vertébraux	Nombre de vertèbres apicales et périapicales manipulées variant de 2 à 4		
Manipulation du montage de dérotation Figure 2-26 Figure 2-27 Figure 2-28	Orientation des forces	Poussée antérieure côté convexe et traction postérieure côté concave	Orientation des forces	Poussée antérieure côté convexe et traction postérieure côté concave
		Poussée latérale dans le sens opposé à la rotation axiale		Poussée latérale dans le sens opposé à la rotation axiale
	Contre-rotation Figure 2-27	Contre rotation appliquée sur la vertèbre neutre proximale et/ou distale ou non	Contre-rotation	Contre rotation appliquée sur le niveau adjacent ou non
			Sens de la dérotation segmentaire	Distal vers proximal / proximal vers distal / apex vers extrémités
			Étendue de la dérotation segmentaire	Jusqu'à l'apex / au-delà de l'apex
Séquence des étapes chirurgicales	Pratique de la dérotation	Avant insertion des tiges / après insertion de la première tige / après insertion des 2 tiges	Pratique de la dérotation	Avant insertion des tiges / après insertion de la première tige / après insertion des 2 tiges
	Serrage des implants sur la tige	Implants proximaux et/ou distaux avant/ après la dérotation	Serrage des implants sur la tige	Implants proximaux et/ou distaux avant/ après la dérotation
			Compression-distraktion	Ajout à chaque étape de dérotation segmentaire ou non
Instrumentation	Implants	Mono/uni/polyaxial	Implants	Mono/uni/polyaxial
	Tiges	Avec/sans cintrage différentiel	Tiges	Avec/sans cintrage différentiel
		Matériau et diamètre des tiges variables		Matériau et diamètre des tiges variables
	Distribution d'implants	Variable (configurations alternées, distribution segmentaire etc.)		

2.4 Impact des manoeuvres de Dérotation Vertébrale sur la correction 3D et les efforts générés sur le rachis

Cette section présente les études cliniques et biomécaniques ayant analysé l'effet d'ajouter une technique de dérotation à la stratégie de correction chirurgicale. La sous-section 2.4.1, examine l'impact des manoeuvres de dérotation sur les résultats de correction 3D des courbures scoliotiques, et la sous-section 2.4.2 les efforts générés sur le rachis lors de l'application des efforts de dérotation, et les risques potentiels subséquents relatifs au descellement des implants.

2.4.1 Effet des manoeuvres de dérotation sur la correction 3D de la scoliose

Effet des manoeuvres de dérotation sur la correction du plan transverse

Plusieurs études ont investigué la capacité des dérotations à corriger la déformation scoliotique dans le plan transverse et toutes s'accordent sur le fait que l'utilisation d'une manoeuvre de dérotation permet d'atteindre une correction de la déformation dans le plan (Tableau 2-3). La majorité des études reporte la rotation axiale de la vertèbre apicale de la courbure, à l'état préopératoire et postopératoire. Lorsqu'elle est mesurée à l'aide de CT-scan (en position couchée), la correction de la rotation axiale apicale suite à une chirurgie comprenant une manoeuvre de dérotation varie entre 30% (Demura et al., 2013) et 63% (Di Silvestre et al., 2013) (Tableau 2-3). D'autres études reposent leurs mesures sur la reconstruction 3D des rachis pré- et post-opératoire et rapportent jusqu'à 77% de correction (Courvoisier et al., 2015; Kadoury et al., 2009; Obeid et al., 2009). Certaines études comparent des techniques de correction comprenant une manoeuvre de dérotation à des techniques conventionnelles (rotation de la tige, translation de la tige, etc.) sans manoeuvre de dérotation. La correction de la rotation axiale après la seule exécution d'une technique de rotation de la tige est très variable, allant de l'aggravation de la rotation axiale apicale (Pankowski et al., 2016) à une correction atteignant 64% (Kadoury et al., 2009). Néanmoins, chacune des études démontre que les techniques avec dérotation permettent une correction supérieure de la rotation axiale apicale par rapport aux techniques conventionnelles (Asghar et al., 2009; Hwang et al., 2012b; Lee et al., 2004; Mattila et al., 2013;

Samdani et al., 2012; Suk et al., 2008). Plusieurs auteurs mesurent également la correction de la gibbosité. Elle est évaluée entre 36% (Pankowski et al., 2016) et 59% (Cui et al., 2012) lorsque la stratégie chirurgicale inclut une dérotation sans thoracotomie, et entre 57% (Samdani et al., 2012) et 72% (Suk et al., 2008) quand une thoracotomie est exécutée. En ce qui concerne la correction de la gibbosité, les études ne reportent pas de différence lorsqu'une manœuvre de dérotation est ajoutée à la stratégie chirurgicale (Mattila et al., 2013; Sun et al., 2013; Tang et al., 2015)

Effet de la stratégie de dérotation sur la correction du plan transverse

Bien que les techniques de dérotation En Bloc et Segmentaire visent des objectifs similaires, leurs effets individuels sont difficiles à identifier d'après les études de la littérature. L'évolution rapide des techniques dans la dernière décennie a créé des confusions de terminologie; on note un manque d'uniformisation dans la nomenclature parmi les études de la littérature faisant référence aux manœuvres de Dérotation Vertébrale. La nature rétrospective de la majorité des études limite les informations à celles enregistrées dans les bases de données. Ainsi les différentes manœuvres ne sont pas souvent distinguées et sont regroupées sous le terme « dérotation » (différentes techniques, plusieurs chirurgiens) et l'exécution de certaines techniques additionnelles pouvant impacter la correction 3D n'est pas toujours reportée (ostéotomies, thoracoplasties, manœuvres complémentaires, flexibilité du rachis). Ces différences de méthodologie entre les études compliquent leur comparaison. Seule une étude a comparé les techniques « En Bloc », « Segmentaire » et « En Bloc et Segmentaire combinées », et ne reporte aucune différence significative en termes de correction de la gibbosité (Hwang et al., 2012a). Cependant l'exécution combinée des deux techniques a été associée à une augmentation de la durée de la chirurgie et des pertes de sang. L'avantage d'une technique de dérotation par rapport à l'autre (Segmentaire vs. En Bloc) reste une question controversée à ce jour (Shah, 2017).

Certains auteurs se sont intéressés à l'influence des ajustements dans l'exécution de la technique de dérotation sur la correction. Plusieurs facteurs de la technique chirurgicale ont été identifiés comme ayant un impact sur les résultats de correction. L'étude clinique rétrospective de Kuklo et al. a démontré que la pratique de dérotation avec des vis pédiculaires monoaxiales permettait d'améliorer la dérotation et la restauration de la symétrie de la cage thoracique, comparativement

aux vis multiaxiales (Kuklo et al., 2005). Ce résultat a été confirmé par les analyses biomécaniques de Martino et al. (Martino et al., 2013). Cette étude numérique a également montré que l'angle de dérotation imposé au montage et la densité d'implants utilisée impactaient le résultat de correction de la rotation axiale postopératoire. La pratique du cintrage différentiel des tiges (courbure accentuée du côté concave et diminuée du côté convexe) contribue également à la correction de la rotation axiale apicale, comme montré par plusieurs études cliniques et numériques (Le Navéaux et al., 2017; Seki et al., 2017; Wang et al., 2016). La séquence d'exécution des manœuvres lors de la chirurgie peut également impacter la correction, comme montré par Giacomini et al. qui concluent que la dérotation maximise la correction lorsque pratiquée avant l'insertion des tiges (Giacomini et al., 2015). Plusieurs auteurs proposent d'autres ajustements dans l'exécution de la technique de dérotation dans le but de maximiser la correction, avec l'application de contre-torsion aux niveaux distal et proximal, l'utilisation de pont pour lier les dérotateurs, le serrage des implants proximaux et distaux, mais leurs effets sur la correction ne sont pas étudiés (Chang et Lenke, 2009).

Effet des manœuvres de dérotation sur la correction du plan coronal et sagittal

Dans la grande majorité des études, la correction de l'angle de Cobb (plan coronal) résultant d'une stratégie incluant une manœuvre de dérotation était comprise entre 61% (Di Silvestre et al., 2013) et 85% (Sun et al., 2013), soit supérieure ou équivalente à celle obtenue avec une technique de rotation de la tige seule, de cintrage *in situ* et d'Alignement Coplanaire Vertébral (Tableau 2-3). Ainsi, bien que les manœuvres de dérotation visent initialement la rotation vertébrale dans le plan transverse, elles semblent permettre d'obtenir une correction de la déformation dans le plan coronal. Certains auteurs suggèrent que le phénomène de couplage entre les mouvements rotatoires des vertèbres, décrits par Panjabi et al., rentre en jeu lors des dérotations et impacte la correction dans les autres plans (Panjabi et al., 1976).

L'impact des manœuvres de dérotation sur le profil sagittal est controversé dans la littérature (Shah, 2017). Plusieurs auteurs s'accordent sur le fait que l'exécution d'une manœuvre de dérotation n'altère pas les courbures dans le plan sagittal, avec un maintien de la cyphose pendant l'opération (Demura et al., 2016; Di Silvestre et al., 2013; Mattila et al. 2013; Samdani et al., 2012). Une amélioration de la cyphose thoracique atteignant jusqu'à 10° a été reportée par

certain auteurs (Kim et al., 2017; Lee et al., 2004; Suk et al., 2008) alors que d'autres observent une perte de cyphose thoracique (Cui et al., 2012; Giacomini et al., 2014, Sun et al., 2013). Mladenov et al (2011) concluent que l'ajout d'une manœuvre de dérotation à la stratégie chirurgicale a un effet « hypocyphosant ». Une perte de cyphose thoracique de 8° a été reportée dans la cohorte ayant reçu une dérotation, alors que la cyphose est restée inchangée pour la cohorte opérée par une rotation de la tige sans dérotation. Le mécanisme induisant cette perte de cyphose proposé par les auteurs provient de la cunéiformisation des vertèbres scoliotiques (section 2.2.1), notamment à l'apex de la courbure. La manœuvre de dérotation vertébrale, en tournant les vertèbres dans le plan transverse, ramène le côté convexe de la vertèbre, plus large que le côté concave, vers l'avant, aplatissant ainsi la cyphose. Cet effet « lordosant » des manœuvres de dérotation a été anticipé par plusieurs auteurs (Hayashi et al., 2009; Newton et al., 2015; Perdriolle et al., 1979). Hayashi et al. ont mis en évidence que la cyphose thoracique observée dans le plan sagittal des vertèbres apicales est en moyenne 10° plus faible que celle mesurée dans le plan sagittal standard. Newton et al. ont plus tard proposé une analyse segmentaire de la cyphose, en mesurant la cyphose présente dans le plan sagittal de chaque paire de vertèbres adjacentes, appelée l'indice de « cyphose segmentaire ». Les auteurs ont montré qu'une lordose thoracique apicale est naturellement présente dans la déformation scoliotique, mais se retrouve masquée sur les radiographies latérales de par la rotation axiale des vertèbres. Ainsi, la manœuvre de dérotation, en repositionnant les vertèbres en rotation axiale neutre, tendrait à révéler la lordose thoracique. Watanabe et al. (2012) ont testé cette hypothèse à l'aide de simulations numériques basées sur les reconstructions 3D CT scan de 20 patients atteints de scoliose, et concluent que la correction de la rotation axiale induit une perte de cyphose (11° en préopératoire à 3° après la simulation de la correction). Cependant, leurs simulations sont limitées à une transformation géométrique, sans modélisation de la biomécanique du rachis ni de l'instrumentation chirurgicale (implants et tiges).

À la lumière de ces études, il semble que la pratique de manœuvres de dérotation dans la stratégie chirurgicale ait un effet cliniquement significatif sur la correction 3D des déformations scoliotiques. Cependant, l'impact individuel des différentes manœuvres de dérotation En Bloc et Segmentaire n'a pas été clairement identifié, et l'influence du choix des paramètres d'exécution de la manoeuvre n'est que peu investiguée. L'évaluation de la correction de la déformation dans

le plan transverse est aujourd'hui limitée à un unique indice local (rotation axiale de la vertèbre apicale ou gibbosité), et une évaluation plus complète de la correction du plan transverse par les différentes manipulations du rachis est nécessaire (Courvoisier et al., 2015). La littérature ne permet pas de conclure si la dérotation a un effet sur la cyphose thoracique résultante de l'opération. L'évaluation de la cyphose Segmentaire offrirait une meilleure appréciation de l'effet des manœuvres de dérotation sur les courbures sagittales.

Tableau 2-3 Synthèse des études évaluant l'effet des dérotation sur la correction 3D et la qualité de vie des patients (É: type d'étude, P: étude prospective, R: étude rétrospective, VD : dérotation vertébrale, Seg: dérotation Segmentaire, RR: technique de rotation de la tige, Thoraco: thoracotomie, *: différence statistiquement significative)

Références	É	Type Lenke	Technique (n=nombre de patients)	Plan transverse			Plan Sagittal	Plan Coronal	Qualité de Vie
				Rotation Axiale Apicale		Gibbosité			
				Mesure	Preop-Postop (%)	Preop-Postop (%)	Preop-Postop	Preop-Postop (%)	
Asghar 2009	R	-	VD (all type) n=32	CT	21°-9° (60%) *	-	-	79% *	-
			RR n=30		23°-16° (22%)	-	-	69%	-
Courvoisier 2015	P	1-2-5	Seg (n=14)	SterEOS	21°-13° (38%)	-	27°- 33° (T1-T12)	54°-18° (67%)	-
Cui 2012	R	1-5-6	En Bloc n=27	CT	29°-19° (35%)	19°-8° (59%)	26°-21° (T5-T12)	59°-13° (79%)	-
Demura 2013	R	1	Seg n=26	Perdriolle	preop>13° (21 cas) postop>13° (4 cas)	17°-10° (41%)	21°-22° (T5-T12)	52°-17° (68%)	Score SRS 22 amélioré en postop
Demura 2016	R	1-2	VD (n=13)	CT	30%	-	-	-	-
			pas de VD (n=17)		11%	-	-	-	-
Di Silvestre 2013	R	1-2	En Bloc + Seg (n=32)	CT	28°-10° (63%) *	-	17°-14° (T5-T12)	68°-28° (61%) *	pas de différence postop
			RR (n=30)		27°-23° (15%)	-	18°-16° (T5-T12)	64°-35° (52%)	
Giacomini 2014	R	1-2	VD avant insertion des tiges n=22	CT	62% *	-	17°-20° (T5-T12)	63%	-
			VD après insertion de la 1 ^{ère} tige n=20		56%	-	18°-13°	61%	-
			VD après insertion des 2 tiges n=20		50%	-	17°-14°	59%	-
Huang 2016	R	5	En Bloc (VCM) n=20	CT	55% *	-	57°-58° (T12-S1)	45°-5° (87%)	-
			RR n=19		26%	-	56°-58° (T12-S1)	48°-8° (83%)	-
Hwang 2012a	R	all	Seg n=120	-	-	13°-7° (45%)	21°-19° (T5-T12)	52°-19° (63%)	-
			En Bloc n=17	-	-	15°-7° (55%)	22°-22° (T5-T12)	54°-18° (68%)	-
			En Bloc + Seg n=51	-	-	15°-7° (53%)	27°-21° (T5-T12)	56°-20° (64%)	-
Hwang 2012b	R	all	VD (tout type) n=257	-	-	-	33°-30° (T2-T12) 24°-19° (T5-T12)	53°-19° *	-
			RR ou translation n=66	-	-	-	35°-30° (T2-T12) 25°-18° (T5-T12)	51°- 14°	-
Kadoury 2009	R	-	Seg n=32	Stokes (3D)	19°-5° (74%)	-	30°-30° (T4-T12)	53°-16° (70%)	-
			RR n=32		19°-7° (64%)	-	28°-27°	50°-19° (62%)	-

Tableau 2-3 (suite) Synthèse des études évaluant l'effet des dérotation sur la correction 3D et la qualité de vie des patients (É: type d'étude, P: étude prospective, R: étude rétrospective, VD : dérotation vertébrale, Seg: dérotation Segmentaire, RR: technique de rotation de la tige, Thoraco: thoracotomie, *: différence statistiquement significative)

Kim 2017	R	1-2	En Bloc n=54	N-Moe grade	1.2 - 0.9	-	17°-27° (T5-T12)	53°-15° (73%)	-
			RR n=52		1.1-1.0	-	18°-27° (T5-T12)	53°-18° (66%)	
Lee 2004	P	King 1-4	En Bloc n=17	CT	17°-10° (43%) *	-	16°-23°	55°-12° (80%) *	
			RR n=21		16°-16° (2%)	-	18°-23°	53°-17° (69%)	
Mattila 2013	P	1 à 4-6	En Bloc n=48	Upasani score	0.9 (postop) *	14°-8° (44%)	24°-24° (T5-T12)	57°-16° (71%)	99 (SRS 24)
			RR+ cintrage <i>in situ</i> n=24		1.3 (postop)	12°-7° (40%)	23°-21°	56°-16° (70%)	100 (SRS 24)
Mladenov 2011	R	1	VD n=17	-	-	-	23°-15° *	62°-20° (69%)	-
			RR n=13	-	-	-	14°-17°	62°-21° (67%)	-
Obeid 2009	P	1	En Bloc (VCM) n=10	SterEOS	18°-4° (77%)	-	-	58°-25° (59%)	-
			RR n=10		17°-12° (29%)	-	-	59°-28° (53%)	-
Pankowski 2015	P	1-2-3-5	En Bloc n=42	Perdriolle CT	22°-9°	14°-4° (72%)	-	49°-15° (69%)	-
Pankowski 2016	P	1-3-5	RR n=38	CT	19°-20° (-16%)				
			En Bloc n=38		20°-16° (33%) *	19°-12° (36%) *	-	-	-
Samdani 2012	R	-	VD (tout type) n=196	-	-	14°-7° (50%)	23°-20° (T5-T12)	53°-19° (64%)	3.44 (SRS 22)
			Thoraco n=47	-	-	13°-5° (60%)	25°-17°	50°-13° (74%)	3.37
			VD + Thoraco n=83	-	-	13°-6° (57%)	27°-16°	54°-19° (65%)	3.76 *
Seki 2016	P	1-2-5	RR + cintrage différentiel n=30	CT	17°-11°	-	-	-	3.8-4.5 (SRS 22 – pain - Self image)
			Seg n=30		11°-7°	-	-	-	
Suk 2008	R	1-2	En Bloc + Thoraco n=30	-	-	15°-4° (72%) *	15°-22°	54°-10° (81%) *	Score SRS 30 supérieur avec Thoraco
			RR + Thoraco n=20	-	-	14-6 (58%)	17°-21°	55°-18° (69%)	
			RR n=37	-	-	15-8 (38%)	14°-22°	53°-16° (69%)	
Sun 2013	P	1	En Bloc (VCM) n=24	CT	18°-7° (62%)	29-13mm (55%)	30°-20° (T5-T12)	59°-9° (85%) *	94.6 (SRS 22)
			VCA n=24		20°-8° (57%)	24-11mm (54%)	22°-20°	62°-13° (78%)	92.9
Tang 2015	P	1-2	Seg N=36	CT	18°-10°*	14°-6°	19°-16°	52°-14°	2.7-3.7 (SRS 22)
			RR n=45		19°-15°	14°-7°	18°-17°	51°-14°	2.9-3.8
Urbanski 2017	P	1 à 4-6	En Bloc n=21	CT	20°- NA (32%) *	-	(17%) (T2-T12) (25%) (T5-T12)	58°- NA (69%) *	-
			RR n=15		23°-NA (9%)	-	(22%) (T2-T12) (36%) (T5-T12)	66°- NA (55%)	-

2.5.2 Efforts générés sur le rachis par les différentes manœuvres de dérotation

Le montage de dérotation permet de créer un bras de levier sur lequel le chirurgien applique une force afin de déroter les vertèbres. Ces efforts de correction peuvent générer des moments importants à l'interface implant-vertèbre, et entraînent parfois le descellement des implants ou un bris du pédicule (Wagner et al., 2011).

Dans une étude rétrospective de 260 cas de scolioses, instrumentés de vis pédiculaires et opérés avec une manœuvre de dérotation segmentaire, Wagner et al. ont reporté 6 cas (soit 2.3% des cas) présentant un déplacement latéral d'une vis pédiculaire nécessitant le retrait de la vis dû à sa proximité avec l'aorte. Pour tous les patients, la confirmation du placement adéquat des vis avait été assurée préalablement aux manœuvres chirurgicales. Ces délogements des vis sont tous survenus au niveau apical dans la concavité de la courbure. Alvarez et al. ont confirmé ce résultat sur une base de données plus large de 355 patients scoliotiques (Alvarez, 2011). Di Silvestre et al. ont également rapporté une complication neurologique pendant la manœuvre de dérotation En Bloc dans un des 32 cas examinés, nécessitant de terminer la chirurgie sans pratiquer la dérotation (Di Silvestre et al., 2007).

Une manœuvre de dérotation orientée vers la convexité de la courbure sollicite la paroi latérale du pédicule du côté concave lorsque la vis est poussée dans la direction médiale, et sollicite la paroi médiale du pédicule du côté convexe lorsque la vis est poussée dans la direction latérale (Figure 2-29). D'un point de vue biomécanique, manipuler la vis du côté convexe semble une alternative plus sécuritaire, car la paroi médiale du pédicule est plus épaisse que la paroi latérale, ce qui lui confère une meilleure résistance à l'application d'effort par la vis (Kothe et al., 1996). Cependant, si la paroi médiale venait à briser, l'introduction de la vis pédiculaire dans le canal rachidien aurait des conséquences neurologiques désastreuses. La présence de l'aorte et des poumons, au niveau des vertèbres thoraciques, impose une manipulation minutieuse du dérotateur placé du côté concave afin de ne pas déplacer l'extrémité de la vis pédiculaire hors du corps vertébral (Figure 2-30). Bien que les vis pédiculaires soient considérées sécuritaires, leur insertion initiale implique des risques de malposition dans le pédicule, évaluée à 5% en pédiatrie et 9% chez les adultes (Kosmopoulos et Schizas, 2007; Ledonio et al., 2011).

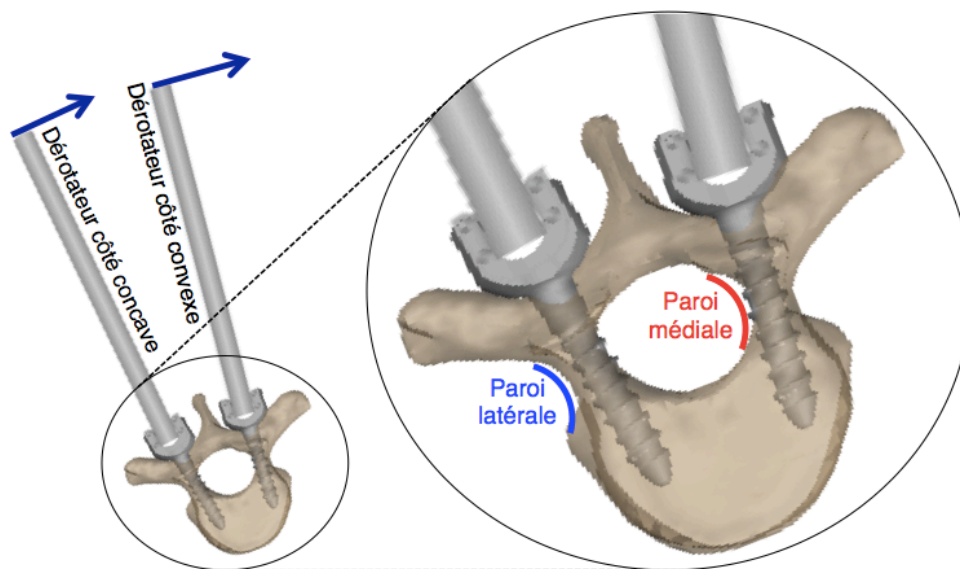


Figure 2-29 La dérotation orientée vers la convexité sollicite la paroi latérale du pédicule du côté concave lorsque la vis est poussée dans la direction médiale, et sollicite la paroi médiale du pédicule du côté convexe lorsque la vis est poussée dans la direction latérale

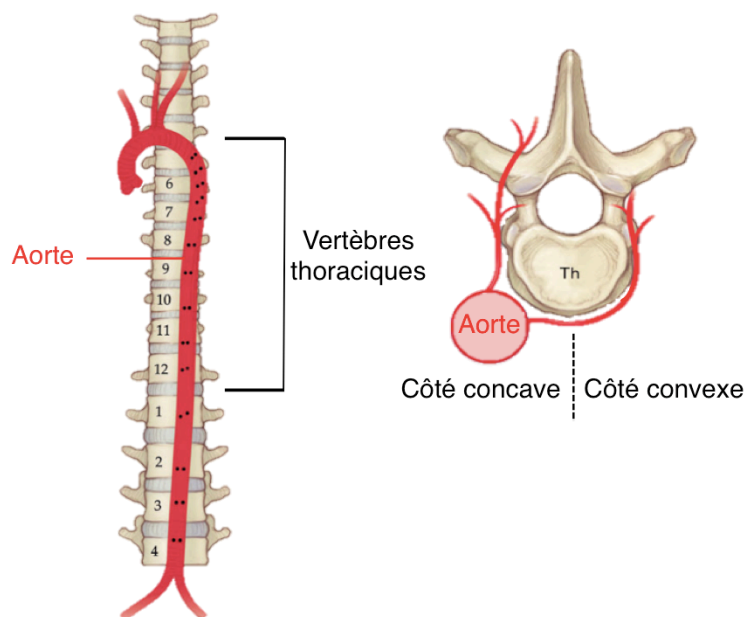


Figure 2-30 La présence de l'aorte au niveau des vertèbres thoraciques impose une manipulation minutieuse du dérotateur du côté concave afin de ne pas déplacer l'extrémité de la vis pédiculaire hors du corps vertébral (adapté de Steinmetz et Benzel, 2016)

Plusieurs études se sont intéressées à la résistance à la rupture de l'ancrage de différents systèmes de dérotation. Parent et al. ont évalué la différence de stabilité biomécanique de la dérotation de vis pédiculaires dans la direction médiale ou latérale sur des vertèbres cadavériques instrumentées de tiges (Parent et al., 2008). Le couple menant à la rupture mesuré était statistiquement associé au couple d'insertion de la vis dans le pédicule, mais n'était pas statistiquement différent selon la direction de dérotation médiale (12.0 ± 4.9 Nm) ou latérale (11.5 ± 5.1 Nm). Un bris antéro-latéral de la vertèbre a été reporté dans 67% des cas avec une dérotation dans le sens médial, tandis qu'une pénétration de la vis dans le canal rachidien a été observée dans 51% des cas avec une dérotation dans le sens latéral.

Cheng et al ont mené une étude expérimentale sur des vertèbres cadavériques instrumentées de vis pédiculaires afin de tester six systèmes de dérotation comprenant entre un et huit dérotateurs (systèmes Segmentaire et en Bloc) (Cheng et al., 2010). Une force de dérotation a été appliquée sur le système jusqu'à la rupture de l'ancrage des implants. Cette étude expérimentale conclut que le moment appliqué sur le système de dérotation menant à la rupture augmente quasi linéairement avec le nombre de dérotateurs manipulés simultanément (dérotateur du côté concave 4.0 ± 1.4 Nm / dérotateur du côté convexe 6.1 ± 2.5 Nm / deux dérotateurs triangulés 11.1 ± 3.5 Nm / 8 dérotateurs bilatéralement instrumentés liés par des ponts 42.5 ± 14.5 Nm). Ainsi, les auteurs recommandent l'utilisation de montages comprenant plusieurs dérotateurs liés (montages En Bloc) afin de distribuer les efforts appliqués sur le montage dans plusieurs points d'ancrage.

L'étude de Badve et al. a examiné l'effet de plusieurs paramètres d'exécution (placement des implants dans le pédicule, direction de dérotation et présence d'une tige contra-latérale) sur la biomécanique de la dérotation à l'aide d'un montage expérimental (Badve et al., 2015). La direction de dérotation et le placement des vis pédiculaires impactaient la biomécanique de la dérotation, évalués par la rigidité en rotation et le couple menant à la rupture. Les auteurs ont conclu que la correction serait plus efficace avec un ancrage bicortical de la vis pédiculaire et une manipulation dans la direction médiale.

En résumé, les manœuvres de dérotation offrent aujourd'hui la possibilité d'appliquer des efforts importants sur les vertèbres pour parvenir à la correction du plan transverse. Le choix de la stratégie de dérotation semble avoir un impact sur le taux de correction et les risques potentiels

d'arrachement des implants. Cependant, la biomécanique des techniques de dérotation n'est à ce jour pas complètement investiguée.

2.5 Simulations biomécaniques de chirurgie d'instrumentation postérieure

La prise de radiographies coronales et sagittales dans le cadre de l'examen clinique standard permet de créer des reconstructions 3D spécifiques au patient. Ces reconstructions offrent une meilleure appréciation des déformations du rachis scoliotique en 3D pour le clinicien, et peuvent servir de base aux modèles numériques biomécaniques.

2.5.1 Techniques de reconstruction 3D du rachis

Plusieurs techniques sont basées sur l'identification manuelle de repères anatomiques correspondants sur les radiographies dans les plans coronal et sagittal. Les premiers travaux ont permis de calculer les coordonnées des repères anatomiques en trois dimensions grâce à un algorithme d'optimisation dit « Direct Linear Transformation » (DLT) (Dansereau et Stokes, 1988). Cette méthode simple présente cependant un inconvénient majeur puisqu'elle nécessite un objet de calibrage volumineux dans lequel est positionné le patient.

Par la suite, des techniques de reconstruction par auto-calibrage ont été proposées (Cheriet et al., 1999; Cheriet et al., 2007; Kadoury et al., 2007). Cette approche consiste à estimer les paramètres de la scène radiographique (calibrage explicite) et minimiser l'erreur de rétro-projection (différence entre les projections réelles des points et les projections théoriques) par des méthodes d'optimisation (Cheriet et al., 1999). Ces techniques ont permis de faciliter l'utilisation en clinique des outils de reconstruction 3D, avec notamment le développement d'objets de calibration portatifs, pour n'importe quel système radiologique (Aubin et al., 2011; Kadoury et al., 2007). D'autres techniques ont ajouté l'identification de points visibles seulement sur une des deux radiographies (non stéréo-correspondants), ce qui a permis d'augmenter le nombre de repères anatomiques utilisés (Mitton et al., 2000). Récemment, une technique de reconstruction

3D basée sur une unique radiographie dans le plan coronal et une acquisition de topographie de surface a été développée (Pea, 2017).

À partir des coordonnées 3D des repères anatomiques, un modèle surfacique 3D spécifique au rachis du patient peut être obtenu à l'aide d'un algorithme de transformation géométrique (krigeage) (Aubin et al., 1995). La technique consiste à déformer la géométrie d'une vertèbre type issue d'un spécimen cadavérique pour la faire correspondre aux coordonnées 3D des points anatomiques identifiés. Cette technique de reconstruction a été évaluée par Delorme et al. (2003), qui ont obtenu une exactitude globale de la reconstruction des vertèbres de 3.3 ± 3.8 mm. L'exactitude maximale était obtenue au niveau des pédicules (1.6 ± 1.1 mm). (Delorme et al., 2003).

Plus récemment, l'introduction du système radiographique auto-calibré EOS (EOS, EOS Imaging, France) a permis l'acquisition simultanée des radiographies coronales et latérales, précédemment prises l'une à la suite de l'autre par les systèmes conventionnels. L'acquisition est effectuée par balayage de la source radiographique de haut en bas dans une cabine. La technologie de son détecteur permet de réduire la dose de rayons X d'un facteur six à neuf par rapport aux radiographies conventionnelles (Deschênes et al., 2010). Humbert et al. (2009) ont proposé une technique de reconstruction 3D, à partir des deux radiographies EOS, basée sur une méthode semi-automatisée. Dans un premier temps, l'opérateur identifie la position des centres des plateaux des vertèbres T1 et L5 et trace une courbe passant par les barycentres des corps vertébraux. De cette courbe, un premier modèle paramétrique de la colonne vertébrale est estimé par le logiciel par inférence statistique. L'opérateur peut ensuite ajuster le modèle en déplaçant 28 marqueurs de repères anatomiques sur chacune des vertèbres. Chaque correction faite par l'opérateur permet un réajustement du modèle de prédiction de la forme de la colonne vertébrale. Un modèle vertébral surfacique est ensuite généré à partir du krigeage de modèles de référence (Le Bras et al., 2002). Humbert et al (2009) ont évalué l'exactitude de cette technique de reconstruction en la comparant à une reconstruction 3D CT-scan, considérée comme la technique de référence. L'exactitude de la reconstruction de la forme des vertèbres était de 1.0 mm en moyenne, leur position de 1.8 mm et leur orientation entre 2.3° (sagittal) et 3.9° (axiale).

D'autres modalités d'imageries sont disponibles pour obtenir des reconstructions 3D du rachis, tels le CT-scan et l'IRM. Cependant, ces techniques présentent des inconvénients pour l'évaluation de la scoliose, car la position allongée du patient imposée lors de l'acquisition altère les courbures scoliotiques. (Driscoll et al., 2012). Ces techniques d'imagerie sont incompatibles avec l'évaluation postopératoire de par la présence de l'instrumentation métallique installée pendant la chirurgie (Stradiotti et al., 2009). En outre, le CT-scan expose le patient à de fortes doses de radiation, comparativement à la radiographie (Biswas et al., 2009).

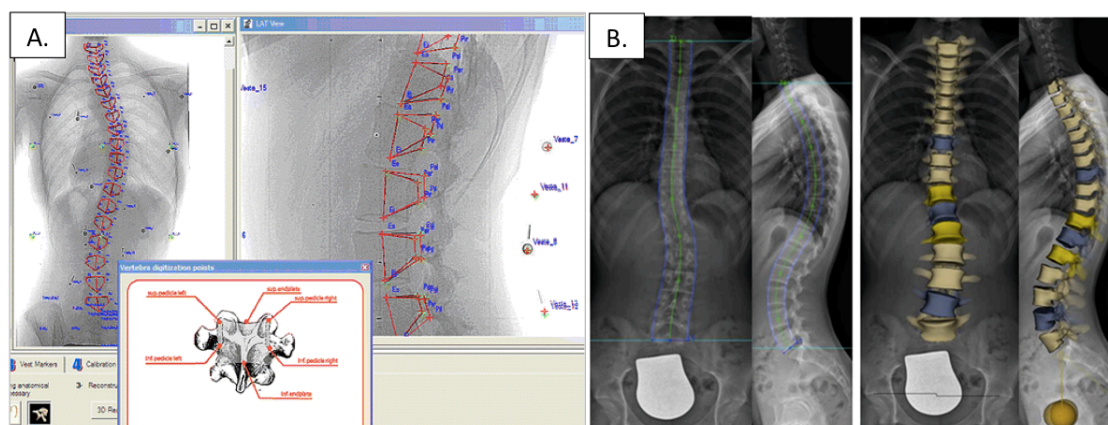


Figure 2-31 Technique de reconstruction 3D du rachis : A. technique basée sur des radiographies standards (Kadoury et al., 2007), B. technique basée sur les radiographies du système EOS (Humbert et al., 2009)

2.5.2 Modélisation biomécanique du rachis pour la chirurgie d'instrumentation

La structure inhomogène du rachis rend l'analyse de son comportement mécanique complexe. Différents modèles numériques dédiés à l'étude de la biomécanique du rachis scoliotique et de ses techniques de traitement chirurgical ont été présentés dans la littérature au cours des dernières décennies. Ces modèles ont pour objectif d'approfondir la compréhension de la biomécanique de l'instrumentation chirurgicale postérieure, tester différentes stratégies d'instrumentation afin d'identifier la technique optimale, ou prédire des résultats de correction. Ils fournissent des informations difficilement accessibles *in vivo* ou *in vitro* (méthodes invasives), telles que la distribution des contraintes dans le rachis et dans l'instrumentation ainsi que les forces supportées par les implants.

2.5.2.1 Approches de modélisation

Deux grandes approches se distinguent pour la modélisation du comportement du rachis scoliotique et de l'instrumentation chirurgicale : l'approche éléments finis (MEF) et l'approche multicorps flexibles (MBM).

La modélisation par éléments finis (MEF) est une technique de modélisation puissante, largement utilisée en mécanique, développée sur le rachis depuis les années 1980. Dans le cas du rachis, où les géométries sont complexes et les propriétés mécaniques des matériaux non linéaires, la formulation d'un problème à l'aide des équations constitutives de la mécanique des milieux continus s'avère très complexe. C'est pourquoi, la modélisation par « éléments finis » consiste à discrétiser la géométrie complexe des corps en un nombre fini d'éléments plus simples, interconnectés par des nœuds (filaire, surfacique ou volumique). Des caractéristiques sont attribuées à chacun des éléments, permettant de prendre en compte la variabilité mécanique des différentes structures au sein du rachis : os cortical, os spongieux, disque intervertébral, ligaments, etc. Le comportement des matériaux est approximé en définissant des lois mathématiques établies en se basant sur des essais mécaniques qui quantifient les contraintes mécaniques en fonction des déformations de la structure modélisée. La création d'un modèle éléments finis nécessite la formulation d'hypothèses de simplifications, relatives aux propriétés mécaniques adoptées, aux conditions aux limites imposées, ou aux chargements externes appliqués. Dans la littérature, on retrouve un nombre élevé de modèles éléments finis visant à étudier la chirurgie d'instrumentation postérieure du rachis, de par le fait que chaque modèle a été développé pour une application spécifique, nécessitant des hypothèses, simplifications et modélisation des structures propres à l'étude. La modélisation par éléments finis permet de calculer numériquement le comportement d'objets par la résolution de manière discrète et approchée du problème, en linéarisant un système d'équations aux dérivées partielles par approximation. Cette méthode permet une représentation fine des systèmes et permet d'avoir accès à des informations locales, telles les déplacements, déformations et contraintes internes de chaque élément, et simuler l'endommagement des structures. Elle nécessite cependant une importante puissance de calcul et un temps de résolution de l'ordre de quelques secondes à plusieurs jours pour la simulation de chirurgie d'instrumentation, selon la complexité du modèle.

Si l'approche éléments finis est utilisée principalement pour l'analyse locale (ancrage des

implants dans les vertèbres, contraintes sur les plaques de croissances), l'analyse du comportement du système complet en tant que mécanisme est plus adaptée à l'approche multicorps flexibles. Ces modèles offrent la possibilité d'étudier la cinématique et la dynamique du système global. La modélisation par multicorps considère le rachis comme une chaîne de liaisons cinématiques et d'éléments rigides et flexibles. Chaque partie du rachis est modélisée séparément et intégrée au système à l'aide de liaisons mécaniques. Les études biomécaniques utilisant ce type d'approche modélisent généralement les parties osseuses (vertèbre, côte, bassin) par des corps rigides, et les tissus mous (disque intervertébral, ligament, muscle, etc.) par des éléments flexibles avec différentes rigidités. La description de la rigidité d'unités fonctionnelles par Panjabi et al. (1976) et Gardner- Morse et al. (2004) lors d'essais expérimentaux cadavériques font office de référence pour la modélisation des structures intervertébrales avec des modèles multicorps. Cette approche permet de simuler la cinématique et le comportement dynamique des corps, chacun pouvant décrire des déplacements en translation et en rotation. Les composantes subissent l'action de forces et de moments externes et sont liées entre eux selon des lois de comportement mécanique décrites par des équations algébriques. Les hypothèses de modélisation permettent d'établir les équations différentielles définissant le problème et d'en étudier la cinématique et la dynamique. Le système d'équations est résolu à l'aide de méthodes mathématiques itératives proposées dans les logiciels de modélisation mécanique multicorps. Ce genre de modèle ne permet pas une modélisation fine, et, contrairement aux éléments finis, il n'est pas possible de faire une analyse des contraintes et déformations locales. Les modèles multicorps ont été principalement introduits pour faciliter la représentation réaliste de la cinématique des manoeuvres d'instrumentation et permettent des analyses pertinentes de l'effet de stratégies d'instrumentation (Aubin et al., 2003). Le nombre de degrés de liberté étant généralement réduit dans les modèles multicorps comparés aux modèles éléments finis, un temps de résolution plus rapide, de l'ordre de quelques millisecondes à quelques minutes, est nécessaire. Cette rapidité de calcul a d'ailleurs inspiré le développement de planificateur de chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique pour une application clinique peropératoire (Aubin et al., 2008).

2.5.2.2 Description des modèles biomécaniques de rachis

Plusieurs auteurs se sont appuyés sur les techniques de modélisation numérique par éléments finis et multicorps afin d'étudier la chirurgie d'instrumentation postérieure du rachis (Figure 2-32). Les modèles développés diffèrent dans leur complexité, peuvent être paramétriques, ou personnalisés au patient. Cette section présente la modélisation des différentes composantes du rachis proposées dans la littérature.

Les vertèbres

Les vertèbres sont composées de plusieurs éléments : le corps vertébral, les pédicules, la lame, les processus transverses, le processus épineux et le foramen (voir section 2.1.2). Dans les modèles multicorps flexibles (Aubin et al., 2008) et parfois éléments finis (Driscoll et al., 2013), les vertèbres sont considérées comme des corps rigides compte tenu de la faible déformation des structures osseuses devant celle des structures intervertébrales durant la chirurgie d'instrumentation. Cette simplification de modélisation permet de réduire la complexité du modèle et donc le temps de calcul. Dans les modèles éléments finis simplifiés, les vertèbres sont représentées par des éléments poutres 3D élastiques ou des poutres 2D élastiques (Gardner-Morse et Stokes, 1994; Ghista et al., 1988). Les modèles plus complets comprennent la modélisation de l'arche postérieure des vertèbres et les processus transverses (Lafage et al., 2004; Leborgne et al., 1999). Ces modèles ne permettent cependant pas d'accéder à la répartition des contraintes et déformations locales à l'intérieur même des vertèbres, c'est pourquoi des modèles volumiques, plus complexes, ont également été développés. Dans ces modèles, l'os cortical, trabéculaire et les plateaux vertébraux sont différenciés dans la modélisation (Bianco, 2015; Galbusera et al., 2015; Garo et al., 2011; Srinivas et al., 2016; Wagnac et al., 2012).

Les éléments intervertébraux

Pour la modélisation des éléments intervertébraux (éléments finis ou multicorps), on distingue l'approche où les unités fonctionnelles sont modélisées par quelques éléments, de l'approche détaillée, plus complexe, où chaque composante est modélisée finement.

- *Approche de modélisation des éléments intervertébraux*

Une des approches de modélisation du rachis ne distingue pas les différentes composantes intervertébrales (disques intervertébraux, ligaments, facettes articulaires, cage thoracique, etc.), mais modélise directement la rigidité de l'unité fonctionnelle. Les modèles les plus simplifiés sont basés sur des éléments poutres à deux nœuds, construits du centre du corps vertébral à un autre, avec des sections et modules d'Young appropriés aux propriétés mécaniques de l'unité fonctionnelle (Gardner-Morse et Stokes, 1994; Ghista et al., 1988) en MÉF et (Aubin et al., 2003; Poulin et al., 1998) en MBM. Certains auteurs utilisant l'approche multicorps modélisent l'ensemble des éléments intervertébraux par des ressorts 3D à six dimensions en considérant les phénomènes de couplage intrinsèques entre les plans, tels que décrits par les études expérimentales (Aubin et al., 2008, Wang et al., 2016).

- *Approche détaillée de modélisation des éléments intervertébraux*

L'approche détaillée consiste à modéliser chaque structure anatomique intervertébrale indépendamment des autres. La majorité des modèles sépare la modélisation des disques, ligaments et facettes articulaires.

- *Les disques intervertébraux*

Les disques intervertébraux, localisés entre chaque paire de vertèbres adjacentes, assurent la flexibilité du rachis pour les mouvements de flexions et de rotation. Dans les modèles éléments finis filaires, le disque intervertébral est généralement représenté par une poutre élastique tridimensionnelle. Ses propriétés sont parfois ajustées pour inclure les différences de comportement mécanique en flexion et torsion (Lafage et al., 2004). Dans les modèles volumiques MÉF, l'annulus fibrosus et le nucleus pulposus sont différenciés (Cahill et al., 2012; Chagnon, 2009; Henao et al., 2016).

- *Les ligaments*

Les ligaments sont des éléments flexibles qui maintiennent les vertèbres ensemble et qui sont responsables de la stabilité du rachis. En MÉF et en MBM, ils sont généralement modélisés comme des câbles en tension uniquement, des ressorts en translation non-linéaires (Galabusera et al., 2015 ; Wang et al., 2016) ou des éléments coques (Srinivas et al., 2016 ; Wagnac et al., 2012).

Leurs positions et points d'attache sont extraits des manuels anatomiques ou d'études de la littérature, compte tenu de la difficulté de les localiser sur des images médicales.

○ *Les facettes articulaires*

Les facettes articulaires ont pour fonction de restreindre le mouvement des unités fonctionnelles, et leur orientation dépend du niveau vertébral (voir section 2.1.2). Lorsqu'elles sont prises en compte dans les modèles éléments finis, les facettes articulaires sont modélisées par une contrainte de contact (Cahill et al., 2012 ; Henao et al., 2016 ; Lafage et al., 2004). Les modèles multicorps ne comprennent que rarement la modélisation directe des facettes articulaire, avec l'ajout d'un ressort 3D linéaire (Wang et al., 2016).

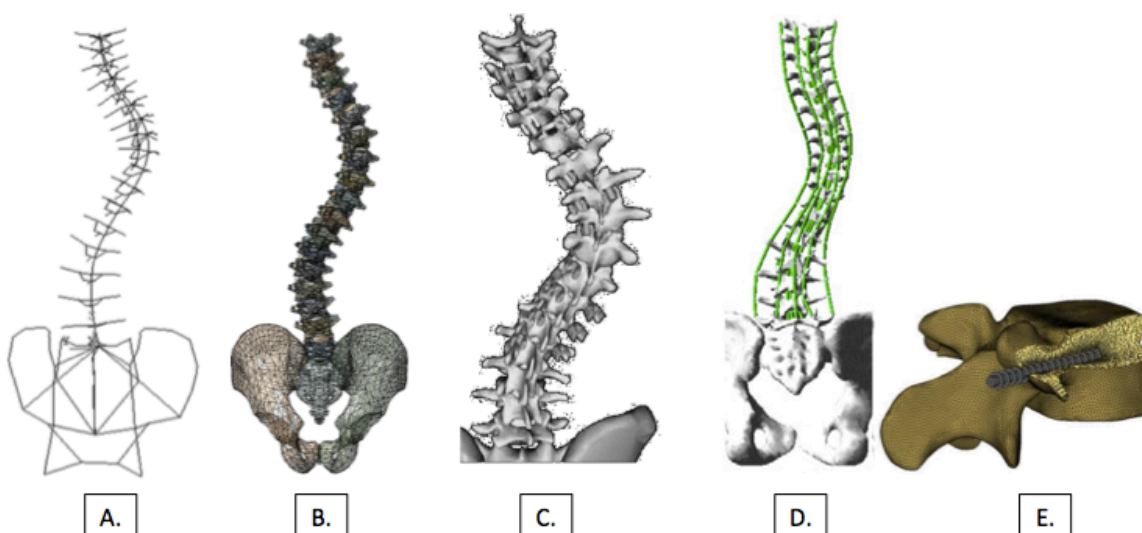


Figure 2-32 Modèles biomécaniques du rachis scoliotique: A. MÉF de Lafage et al., 2004; B. MÉF de Driscoll et al., 2013; C. MBM de Aubin et al., 2008; D. MBM de Wang et al. 2016; E. Wagnac et al., 2010

Personnalisation des propriétés mécaniques du rachis

La personnalisation mécanique vise à ajuster les propriétés mécaniques du rachis modélisé aux propriétés propres au patient considéré, dont la géométrie du rachis a été personnalisée. La personnalisation a pour objectif d'améliorer la capacité d'un modèle à simuler ou prédire la correction chirurgicale pour un patient donné. La définition initiale des propriétés mécaniques des

différentes composantes modélisées se base généralement sur des données de la littérature ou des essais expérimentaux *in vitro* réalisés dans le cadre de l'étude (Panjabi et al. 1976; Gardner-Morse et al., 2004). Plusieurs auteurs proposent d'ajuster par la suite les propriétés mécaniques spécifiquement au patient à l'aide de données *in vivo*. Pour les modèles éléments-finis, Ghista et al. (1988) ont proposé une méthode d'optimisation 2D basée sur le cliché préopératoire en traction, et Leborgne et al. (1999) sur une analyse 3D des radiographies en inclinaison latérale. Le processus de personnalisation nécessite la reconstruction 3D biomécanique du rachis en position debout, et la mesure des indices cliniques (angle de Cobb, inclinaisons latérales et rotations axiales vertébrales) sur la radiographie en inflexion latérale. Par un processus itératif, les caractéristiques mécaniques des disques intervertébraux sont alors ajustées localement et régionalement jusqu'à ce que les indices cliniques en simulation du test d'inflexion latérale reproduisent ceux mesurés sur la radiographie, avec une différence inférieure à 5°. Pour les modèles multicorps flexibles, Petit et al (2004) ont développé un algorithme d'optimisation des propriétés mécaniques des liaisons intervertébrales, également basé sur les tests en inflexion latérale. Les matrices de rigidité intervertébrale de chacune des trois courbures scoliotiques (proximale thoracique, thoracique, lombaire) sont affectées d'un coefficient lors d'un processus d'optimisation par gradient conjugué (Fletcher-Reeves), visant à réduire la différence entre les angles de Cobb régionaux des courbures scoliotiques simulés et ceux mesurés sur les radiographies en inflexion latérale.

Vérification et Validation

Les étapes de « Vérification et Validation » (V&V) des modèles numériques consistent à établir la crédibilité du modèle pour s'assurer de la pertinence des résultats numériques extraits des simulations. Le processus de V&V nécessite de définir le contexte d'utilisation du modèle numérique et ses limites selon la question de recherche investiguée (Henninger et al., 2010). L'étape de vérification d'un modèle consiste à s'assurer de la viabilité du code et du calcul de simulation (convergence du calcul, qualité du maillage, erreur du solveur, etc.). La validation quant à elle consiste à s'assurer que le modèle représente adéquatement la réalité physique du phénomène étudié. Pour ce faire, les résultats de simulations doivent être comparés à des résultats expérimentaux. Lors d'une validation dite "indirecte", le modèle numérique est utilisé pour

reproduire une expérience *in vitro* ou *in vivo*, sur laquelle l'utilisateur n'a pas le contrôle des données expérimentales, telle une étude extraite de la littérature ou des résultats cliniques. Une validation dite "directe" est plus favorable car l'expérience est réalisée spécifiquement dans le cadre de la validation du modèle. Le but est de mettre en place une expérience qui reproduit la simulation, du point de vue des conditions aux limites, des propriétés des matériaux, etc. Une des difficultés dans la mise en place d'expériences pour la validation provient de la nécessité d'imposer des conditions aux limites pour la réalisation des tests (ex: rachis cadavérique), mais ces conditions ne permettent pas de reproduire le comportement biomécanique du rachis *in vivo* avec exactitude. En outre, l'analyse de sensibilité permet d'évaluer dans quelle mesure les paramètres devant être estimés dans le modèle, dû à la difficulté de les mesurer, impactent les résultats de simulation. Elle consiste à faire varier la valeur de ces paramètres dans la simulation, et quantifier l'effet de ces variations sur les résultats analysés.

Dans la grande majorité des études évaluant l'instrumentation postérieure du rachis, le principe de validation repose sur la comparaison des résultats de correction obtenus par la simulation de chirurgie avec ceux résultants de la chirurgie. Les indices cliniques globaux (angle de Cobb, cyphose, lordose, ligne spinale) ou locaux (rotations vertébrales 3D) sont comparés à ceux obtenus en chirurgie, à l'état postopératoire ou peropératoire, sur des radiographies ou reconstructions 3D. La comparaison de la réponse du modèle à d'autres résultats expérimentaux obtenus *in vivo*, telles des forces mises en jeu lors de la chirurgie, est contrainte aux difficultés techniques du cadre de la chirurgie d'instrumentation du rachis de patients scoliotiques. Quelques études s'appuient donc sur des données obtenues *in vitro*, réalisées dans le cadre de l'étude (validation directe) (Srinivas et al, 2016) ou issues de la littérature (validation indirecte) (Cahill et al 2012; Driscoll et al., 2013), afin de renforcer la validation de leurs modèles. Les données *in vitro* sont plus faciles à extraire, car généralement mesurées sur des rachis cadavériques, mais ne sont cependant pas complètement représentatives des données *in vivo* (absence de cages thoraciques, muscles, etc.).

Les modèles biomécaniques de simulation de chirurgie sont développés dans l'objectif de prédire des résultats que les études expérimentales ne peuvent investiguer. La vérification adéquate, la validation et la quantification de l'erreur d'incertitude sont nécessaires pour établir la confiance en la capacité du modèle à prédire le phénomène investigué. La crédibilité du modèle repose alors sur le jugement du chercheur, une fois ces données mathématiques, expérimentales et

statistiques en main. Aujourd'hui, les efforts de la communauté biomécanicienne se tournent vers le développement de méthodes standardisées de « Vérification et Validation » (V&V) dans le cadre spécifique des modèles numériques pour la simulation d'instrumentation médicale. La publication du guide « V&V 40 » dans les mois prochains par le « ASME V&V Standards Committee » propose une méthodologie afin d'homogénéiser l'évaluation et la quantification de l'exactitude et la crédibilité des modèles pour la simulation d'instrumentation du rachis.

2.5.3 Simulations numériques de la chirurgie d'instrumentation

Les modèles numériques ont prouvé leur intérêt pour la simulation de l'instrumentation chirurgicale. Les paragraphes suivants et présentent les principales études modélisant et investiguant les techniques d'instrumentation postérieure du rachis scoliotique.

Technique de distraction

Les premières techniques chirurgicales, basées sur l'application de forces de distraction du côté concave de la courbure scoliotique, ont été simulées à partir des modèles élément-finis simplifiés. Les techniques chirurgicales de Harrington et Luque ont pu être simulées et la force nécessaire pour parvenir à une correction optimale évaluée (Ghista et al., 1988). Stokes et al. (Stokes et Gardner-Morse, 1993) ont développé un modèle éléments finis incluant les parties osseuses, les ligaments ainsi que la cage thoracique afin de simuler la technique de distraction de Harrington, en se basant sur la géométrie 3D préopératoire de 6 cas de SIA. La simulation a montré sa capacité à reproduire les résultats chirurgicaux dans le plan coronal, mais le plan sagittal n'était pas en adéquation.

Technique de rotation de la tige

La technique de rotation de la tige a été extensivement simulée avec des modèles éléments finis et multicorps qui ont été raffinés au fur et à mesure des études. La simulation de la technique consiste à appliquer un moment sur la tige ou lui imposer une rotation de 90°, symbolisant l'action du chirurgien, afin de transformer la courbure dans le plan frontal en courbure dans le

plan sagittal. La première étude, menée par Gardner-Morse et al. (1994) utilisait un modèle global thoracique paramétrique, avec les liaisons intervertébrales modélisées par une poutre équivalente. Par la suite, de nombreuses études se sont intéressées à raffiner la modélisation du rachis pour la simulation de l'attachement et la rotation de la tige du côté concave de la courbure. Poulin et al. (1998) ont proposé un premier modèle multicorps du rachis, Aubin et al. (2003) une technique de krigeage pour détailler la modélisation, Petit et al. (2004) une technique de personnalisation des propriétés mécanique des structures intervertébrales et Luce et al. (2004) l'ajout des phénomènes de couplages intrinsèques entre les plans d'une vertèbre. La modélisation de l'instrumentation a également été raffinée au fur et à mesure des études : Poulin et al (1998) dans un premier temps ont modélisé les implants comme des corps rigides fixés aux vertèbres et la tige par une succession de segments cylindriques rigides. Luce et al. (2004) ont modélisé la connexion entre la vis pédiculaire et la vertèbre et Stirbu et al. (2004) ont ajouté le comportement élastique dans le modèle de tige d'instrumentation. Ces améliorations de modélisation ont conduit à un comportement plus réaliste du modèle, en diminuant les efforts sur les implants et intervertébraux, et en diminuant les différences moyennes entre la simulation et le résultat postopératoire lors de la validation. Ces développements sont aujourd'hui ceux utilisés dans les modèles multicorps les plus récents pour la simulation des techniques d'instrumentation (Le Navéaux et al., 2016).

En parallèle du développement du modèle multicorps, la biomécanique de la technique de rotation de la tige a également été investiguée à l'aide de modèles éléments finis détaillés, comportant l'ensemble des éléments postérieurs, la cage thoracique, et le bassin, développé par Leborgne et al. (1999) sur un premier patient. Ce modèle était personnalisé géométriquement et mécaniquement. L'insertion de la tige dans les crochets, en liaison pivot glissant avec la tige, puis de rotation de la tige ont été simulées. La comparaison des mesures peropératoires et de la simulation, documentée en termes d'erreur sur l'angulation des vertèbres, a montré une différence inférieure à 4°. En se basant sur ce modèle, Lafage et al (2004) a simulé la technique de rotation de la tige et l'attachement de la 2^{nde} tige sur 10 cas de SIA, puis Lafon et al. (2009) a reproduit la chirurgie de 20 patients, et montré que la rotation de la tige et l'insertion de la 2^{nde} tige contribuaient à la correction 3D sur les segments instrumentés et non instrumentés. Driscoll et al (2013) ont modélisé la technique de rotation de la tige concave à l'aide d'un modèle biomécanique par éléments finis volumique. Ils ont ainsi reproduit la chirurgie de trois patients

atteints de SIA et investigué les contraintes dans les disques et les implants générés par la chirurgie.

Technique de Dérotation Vertébrale

La technique de dérotation a été simulée dans quelques études exploitant un modèle biomécanique multicorps, en complément de la technique principale de rotation de la tige. Aubin et al. (2008) ont modélisé la technique de dérotation par l'application d'un couple directement sur la vertèbre à déroter, jusqu'à obtenir la rotation axiale désirée. Les résultats de simulation de la chirurgie sur 10 cas de SIA n'ont cependant pas été confrontés aux résultats postopératoires en termes de rotation axiale vertébrale. Wang et al. (2016) ont modélisé la manœuvre de dérotation En Bloc par l'application de couples directement sur les implants des vertèbres apicales, sans modélisation des outils de dérotation. La technique de dérotation était simulée de telle sorte que le couple total sur les six implants apicaux atteigne 15Nm. Martino et al. (2013) se sont concentrés sur la technique de dérotation En Bloc, en raffinant la modélisation de la technique. Les dérotateurs ont été représentés par des cylindres rigides fixés aux implants, puis l'assemblage des dérotateurs à l'aide de ponts a été modélisé par une liaison de fixité entre les dérotateurs. Une force a été appliquée au sommet des dérotateurs pour représenter l'action du chirurgien sur les outils, jusqu'à l'obtention de la rotation axiale souhaitée. Les simulations sur quatre patients ont permis de reproduire les résultats postopératoires avec une différence inférieure à 5° pour la rotation axiale apicale, les angles de Cobb et la cyphose. Certains paramètres de la manœuvre En Bloc ont ainsi pu être identifiés comme impactant le résultat de correction dans le plan transverse (angle de dérotation, type d'implants). Cette modélisation de la technique de dérotation En Bloc a ensuite été exploitée dans plusieurs études utilisant le même modèle biomécanique, pour évaluer l'impact de la densité d'implants sur la correction (Le Naveaux et al., 2016) et l'influence de l'instrumentation sur le risque de cyphose jonctionnelle proximale (Cammarata et al., 2014). Henao et al. (2015) se sont intéressés à la technique de dérotation Segmentaire en imposant, dans un modèle éléments finis, la cinématique 3D résultant de l'exécution de la technique. Ils ont ainsi analysé les contraintes dans la moelle épinière et les risques de complications neurologiques associés à la dérotation, et comparés à d'autres manoeuvres chirurgicales.

Ainsi, les différentes techniques de dérotation n'ont pas été complètement investiguées en termes de modélisation biomécanique. Les nombreuses variations possibles dans l'exécution de la dérotation (manœuvre En Bloc vs. Segmentaire, séquence de manipulation, montage unilatéral vs. bilatéral, utilisation de ponts etc..) n'ont pas été prises en considération dans les modélisations, et devraient être développées afin de mieux appréhender les phénomènes mis en jeu lors de la correction.

Techniques de translation, cintrage in situ et cintrage différentiel des tiges

Bien que moins investiguées dans la littérature, d'autres techniques chirurgicales d'instrumentation postérieure du rachis ont été modélisées. Dumas et al (2006) s'est penché sur la modélisation de la technique de cintrage *in situ* à l'aide du même modèle que Lafage et al. (2004), en ajoutant la modélisation du comportement élasto-plastique des tiges d'instrumentation par une loi bilinéaire. La modélisation de la technique était basée sur l'application de moments opposés sur les segments de tige et les chargements répétés pour reproduire la pratique du chirurgien. Suite à cette preuve de faisabilité sur deux patients, Lafon a analysé sur une cohorte de 10 patients l'impact de la technique de cintrage *in situ* sur la correction 3D du rachis dans les zones instrumentées et non instrumentées pendant la séquence de cintrages répétés. La technique de translation de la tige a été modélisée et analysée à l'aide d'un modèle multicorps flexible (Wang et al., 2011; Wang et al., 2017). L'étude a permis d'investiguer la réduction graduelle de la déformation scoliotique et la distribution des efforts sur les différents implants durant cette manœuvre. L'étude récente de Wang et al. (2017) s'est intéressée à la modélisation de la technique de cintrage différentiel des tiges pour obtenir une correction 3D. Les tiges concave et convexe ont été modélisées par des poutres flexibles aux propriétés adaptées au Cobalt Chrome, avec des diamètres de 5.5 mm ou 6mm, et cintrées avec différentes courbures (55°-75°-85° concave / 15° convexe). L'étude a conclu que l'augmentation du cintrage de la tige concave par rapport à la tige convexe améliorerait la correction du plan transverse (rotation axiale apicale), mais générerait des efforts d'arrachement important, tout en augmentant la cyphose thoracique de manière importante.

Test de différentes stratégies chirurgicales

Les modèles numériques biomécaniques sont des outils non invasifs et versatiles pour tester différentes stratégies chirurgicales sur un même patient afin d'en comparer l'efficacité de correction, la sécurité et guider l'établissement d'une standardisation de la pratique chirurgicale. Il est aisé de faire varier un unique paramètre d'intérêt, en conservant identiques tous les autres, et ainsi en isoler son effet. Lafage et al. (2004) se sont appuyés sur ces modèles pour décrire de manière qualitative l'impact du nombre de niveaux instrumentés sur les résultats de correction du rachis scoliotique. Le choix du type d'implants utilisés lors de l'instrumentation sur la correction et les efforts induits à l'interface implant-vertèbre a été investigué (Driscoll et al., 2013 ; Martino et al., 2013 ; Wang et al., 2011). Wang et al. ont conclu que l'augmentation de la mobilité de la tête de vis par rapport au corps permettait de réduire les efforts au niveau de l'interface os-implant. Martino et al ont montré que l'utilisation de vis monoaxiales (sans mobilité tête-corps) augmentait la correction dans le plan coronal et transverse. Le choix de la densité d'implants avait un effet limité sur la correction 3D avec les simulations de la technique de rotation de la tige (Le Navéaux et al., 2016) et la technique de translation de la tige (Wang et al., 2017), mais impactait les efforts sur l'instrumentation. L'implication de différentes stratégies d'instrumentation proximales dans le risque de développement d'une cyphose jonctionnelle proximale a été évaluée (Cahill et al., 2012; Cammarata et al., 2014; Fradet et al., 2016). Martino et al. ont testé plusieurs stratégies de Dérotation Vertébrale de type En Bloc, et identifié l'angle de dérotation et le type d'implant comme les paramètres impactant la correction de la rotation axiale apicale. Récemment, Wang et al. (2017) ont examiné le rôle de la technique de cintrage différentiel dans la correction 3D du rachis en modélisant différents cintrages de tiges, et montré que des efforts importants sont nécessaires pour générer un couple de dérotation significatif sur la vertèbre apicale. Des logiciels d'aide au « planning chirurgical » ont été proposés par plusieurs auteurs (Aubin et al., 2008 ; Galbusera et al., 2015), tel le logiciel Spine Surgery Simulator afin d'assister le chirurgien dans le choix de la stratégie chirurgicale la plus adaptée au patient.

Tableau 2-4 Synthèse des études biomécaniques de la chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique (MÉF : modèle éléments finis, MBM : modèle multicorps, Pers : personnalisation des propriétés, G : géométrie, M : mécanique)

Type de modèle		Pers	Manœuvre et modélisation	Vérification / validation
		G M		
Ghista 1988	MEF - Modèle global 2D simplifié Unité fonctionnelle modélisée une poutre absence de cage thoracique	X	X Distraction Déplacement appliqué sur les vertèbres	<u>10 patients</u> : Comparaison radiographie postop vs simulation <u>Frontale</u> : Ligne spinale : erreur <10 %
Stokes 1993	MEF - Modèle 3D détaillé (rachis et cage thoracique) Parties osseuses/Ligaments/Cage thoracique	X	Distraction Déplacement appliqué sur les crochets	<u>6 patients</u> : Comparaison stéréoradiographie postop vs simulation Angle de Cobb en adéquation ; Cyphose inadéquate
Gardner-Morse 1994	MEF - Modèle global 3D simplifié (7 vertèbres) Unité fonctionnelle modélisée par une poutre		Rotation de la tige Moment appliqué sur la tige	Pas de validation
Poulin 1998	MBM - Modèle global Chaîne cinématique de corps rigides (vertèbres) articulés par des liaisons poutres (éléments intervertébraux)	X	Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige	<u>1 patient</u> : Comparaison mesure perop. vs simulation <u>Angle de Cobb et Cyphose</u> : erreur < 8°
Leborgne 1999	MEF - Modèle 3D détaillé <u>Colonne antérieure</u> : Corps vertébraux et disques (modélisés par des poutres) Colonnes postérieures droite et gauche modélisées par des poutres (apophyses, ligaments, facettes articulaires) Bassin/Cage thoracique	X	X Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige	<u>1 patient</u> : Comparaison stéréoradiographie perop. vs simulation <u>Toutes rotations vertébrales</u> : erreur <4°
Aubin 2003	MBM - Modèle global Chaîne cinématique de corps rigides (vertèbres) articulés par des liaisons poutres (ensemble des éléments intervertébraux)	X	Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige	<u>3 patients</u> : Comparaison mesures postop. vs simulation <u>Angle de Cobb et Cyphose</u> : erreur < 6° <u>Rotation axiale apicale</u> : erreur < 7°
Luce 2004	MBM - Modèle global Chaîne cinématique de corps rigides (vertèbres) articulés par un ressort 3D 6x6 (ensemble des éléments intervertébraux) → Phénomènes de couplage intrinsèques entre les plans	X	X Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige	<u>7 patients</u> : Comparaison mesures postop. vs simulation <u>Orientation vertébrale</u> : erreur moy. < 3.7° <u>Déplacement vertébral</u> : erreur moy. < 4.6mm Diminution des efforts intervertébraux et sur les implants

Tableau 2-4 (suite) Synthèse des études biomécaniques de la chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique (MÉF : modèle éléments finis, MBM : modèle multicorps, Pers : personnalisation des propriétés, G : géométrique, M : mécanique)

Lafage 2004	FEM - Modèle 3D détaillé basé sur Leborgne <i>et al.</i> , 1999 Vertèbres : Poutres élastiques Colonne antérieure : Corps vertébraux et disques (modélisés par des poutres aux propriétés ajustées en flexions et torsion) Colonnes postérieures droite et gauche : Apophyses/Ligaments transverses et épineux (câbles en tension)/Facettes articulaires (surfaces)/Bassin (quasi rigide)	X	X	Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige Attachement de la 2nde tige déplacements appliqués aux implants → Variation du nombre de niveaux instrumentés	10 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation Orientation vertébrale : erreur moy. < 5° Déplacement vertébral : erreur moy. < 6mm
Dumas 2006	FEM - Modèle 3D détaillé Idem Lafage <i>et al.</i> , 2004 Comportement élasto-plastique des tiges d'instrumentation	X	X	Cintrage In Situ Deux moments opposés appliqués sur la tige	2 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation Orientation vertébrale : erreur moy. < 5° Lignes spinales : erreur moy. < 5mm
Aubin 2008	MBM (Modèle S3) - Modèle global Chaîne cinématique de corps rigides (Vertèbres, Pelvis) articulés par un ressort 3D 6x6 (ensemble des éléments intervertébraux) intégrant les phénomènes de couplage entre les plans Tige : Poutre flexible	X	X	Outil de planning chirurgical : Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige Dérotation Couple appliqué sur les vertèbres Compression-Distraktion Déplacement imposé sur les implants	10 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation Angles de Cobb (PT, MT, TL-L) : erreur < 5° Cyphose et Lordose : erreur < 5°
Lafon 2009	FEM - Modèle 3D détaillé Idem Lafage <i>et al.</i> , 2004 Ajout de la cage thoracique : Augmentation de la rigidité intervertébrale thoracique	X	X	Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige Attachement de la 2nde tige Déplacements appliqués aux implants	20 patients : Comparaison mesures postop. vs simul. Angles de Cobb (PT, MT, TL-L) : erreur < 3° Cyphose et lordose : erreur < 1° Rotation Axiale Apicale : erreur < 1°
Lafon 2010	FEM - Modèle 3D détaillé Idem Lafon <i>et al.</i> , 2009 Ajout du comportement élasto-plastique des tiges d'instrumentation	X	X	Cintrage In situ Deux moments opposés appliqués sur la tige	10 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation Orientation vertébrale : erreur moy. < 3° Déplacement vertébral : erreur moy. < 2.4mm
Wang 2011	MBM Idem Aubin <i>et al.</i> , 2008	X	X	Translation de la tige Force et moment appliqués entre l'implant et le connecteur de tige	6 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation Angle de Cobb MT, Cyphose et Rotation Axiale Apicale : erreur < 5°

Tableau 2-4 (suite) Synthèse des études biomécaniques de la chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique (MÉF : modèle éléments finis, MBM : modèle multicorps, Pers : personnalisation des propriétés, G : géométrique, M : mécanique)

Cahill 2012	FEM - Modèle 3D volumique (C6-T12) <u>Vertèbres (os cortical/os spongieux/plateaux/éléments postérieurs)</u> : Eléments solides Facettes articulaires (contacts) <u>Disque intervertébral</u> : Annulus (hyperélastique) et nucleus <u>Ligaments</u> (câbles en tension)			<u>Contrôle en force</u> : moment appliqué à C6 <u>Contrôle en déplacement</u> : angle appliqué à C6 → Variation de l'instrumentation proximale	<u>Comparaison</u> : Amplitude de mouvement de T1-T2 et T2-T3 simulée vs données issues de la littérature
Driscoll 2013	FEM - Modèle 3D volumique <u>Corps vertébraux/pelvis/sacrum</u> : Corps rigides <u>Disques intervertébraux</u> : Annulus et nucleus (éléments solides) <u>Ligaments</u> : Câbles en tension <u>Tige</u> : poutre	X		Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige → Variation du type d'implants	3 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation <u>Angles de Cobb, cyphose et lordose</u> : erreur < 5° Contraintes dans les disques non instrumentés entre 0.15 et 1.6MPa <u>Force à l'interface os-vis</u> < 1500N
Martino 2013	MBM Idem Aubin <i>et al.</i> , 2008	X	X	Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige Dérotation En Bloc Force appliquée sur les dérotateurs (contrôle en déplacement) → Variation des paramètres d'exécution	4 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation <u>Angles de Cobb, cyphose, rotation axiale apicale</u> : erreur < 5°
Cammara ta 2014	MBM Idem Aubin <i>et al.</i> , 2008 Modification de la condition aux limites à T1 Ajout des forces gravitationnelles	X	X	Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige Dérotation En Bloc Force appliquée sur les dérotateurs (contrôle en déplacement) → Simulation de plusieurs stratégies: variation de paramètres d'instrumentation	6 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation <u>Angles de Cobb, cyphose, lordose et angle de jonction proximale</u> : erreur < 5°
Henao 2015	FEM - Modèle 3D volumique (basé sur le modèle SM2S) <u>Vertèbres (T1-S1)</u> : Os cortical (linéaire élastique) <u>Disques intervertébraux</u> : Annulus et nucleus <u>Facettes articulaires</u> (surfaces de contact)/ <u>Ligaments</u> <u>Moelle épinière</u> : Structures nerveuses (3D)/membrane (2D)	X		Rotation de la tige et VD Segmentaire Cinématique imposée sur chacune des vertèbres (basé sur une simulation MBM de l'instrumentation chirurgicale)	2 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation <u>Angles de Cobb, cyphose, rotation axiale apicale</u> : erreur < 5°

Tableau 2-4 (suite) Synthèse des études biomécaniques de la chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique (MÉF : modèle éléments finis, MBM : modèle multicorps, Pers : personnalisation des propriétés, G : géométrique, M : mécanique)

Galbusera 2015	FEM - Modèle 3D volumique <u>Vertèbres</u> : Os cortical/trabéculaire/éléments postérieurs <u>Disques intervertébraux</u> : Annulus (ressort non linéaire) et nucleus Ligaments (ressorts non linéaires)	X	Outil de planning chirurgical Déplacement appliqué sur les implants	Pas de validation (preuve de concept)
Le Navéaux 2016	MBM Idem Aubin <i>et al.</i> , 2008	X X	Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige Dérotation En Bloc Force appliquée sur les dérotateurs → Variation de la densité d'implants	9 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation <u>Angles de Cobb, cyphose, rotation axiale apicale</u> : erreur < 5°
Srinivas 2016	FEM- Modèle 3D volumique du rachis lombaire (L1-S1) <u>Vertèbres</u> : Os cortical/plateaux vertébraux (éléments coques) trabéculaire (éléments solides) <u>Disques intervertébraux</u> : Annulus et nucleus (éléments solides) Ligaments (éléments coques)/Facettes Articulaires	X	Fusion postérieure Ajout de vis pédiculaires et de greffe osseuse sur les segments fusionnés	<u>Comparaison</u> : Simulation vs essais expérimentaux courbes de force-déplacement sous un chargement axial
Wang 2016	MBM - Basé sur Aubin <i>et al.</i>, 2008 Ajout de : Ligaments (ressorts en translation) ; Facettes Articulaires (ressort à 6 dimensions) <u>Contribution de la cage thoracique</u> : Augmentation de la rigidité intervertébrale thoracique	X X	Rotation de la tige Rotation appliquée sur la tige Dérotation En Bloc Moment appliqué sur les implants apicaux Cintrage différentiel Tiges (poutres) avec différentes courbures	10 patients : Comparaison mesures postop. vs simulation Indices non spécifiés
Wang 2017	MBM Idem Wang <i>et al.</i> , 2016	X X	Translation de la tige Force et moment appliqués entre l'implant et le connecteur de tige → Variation de la distribution d'implants	Validation dans l'étude Wang <i>et al.</i> , 2011

CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE, QUESTIONS DE RECHERCHE ET OBJECTIFS

3.1 Synthèse de la problématique

La revue de la littérature présentée dans le Chapitre 2 a permis d'identifier la frontière des connaissances actuelles et les limites des travaux jusqu'alors effectués. Plusieurs constats et problématiques en lien avec la correction des déformations du rachis scoliotique dans le plan transverse et en particulier par la pratique de manoeuvres de dérotation vertébrale dans la chirurgie d'instrumentation du rachis peuvent être formulés:

- Avec l'avènement de technologies de reconstruction 3D et une meilleure compréhension de l'importance du plan transverse, les techniques de correction contemporaines se sont concentrées sur la correction des déformations dans le plan transverse.
- L'exécution des manoeuvres de dérotation vertébrale repose principalement sur des principes empiriques et sur l'expérience des chirurgiens.
- L'évaluation des résultats de correction des manoeuvres de dérotation est majoritairement limitée à un indice local (rotation axiale apicale ou gibbosité) et manque d'une évaluation plus complète de la correction du rachis dans les 3 plans. En particulier, l'impact de la dérotation vertébrale sur la cyphose thoracique reste à être évalué, de même que les forces en jeu au niveau de l'interface des vis avec l'os.
- L'avantage biomécanique d'une technique de dérotation par rapport à une autre (Segmentaire vs. En Bloc) reste à être évalué

3.2 Questions et hypothèses de recherche

Ces constats nous amènent à poser deux questions de recherche :

Q1: Quel est l'impact des différentes manœuvres de dérotation sur la biomécanique du rachis scoliotique (efforts à l'interface implant-vertèbre et correction 3D) lors des chirurgies d'instrumentation ?

Q2: Comment effectuer les manœuvres chirurgicales pour maximiser la correction 3D et limiter les efforts appliqués à l'interface implant-vertèbre ?

Les hypothèses de recherche que nous adresserons dans ces travaux sont les suivantes :

H1 : La manœuvre de dérotation Segmentaire permet d'obtenir une détorsion du rachis significativement supérieure à celle obtenue par la manœuvre En Bloc (différence de correction de Torsion Mécanique Cumulative $> 10\%$)

H2 : Les ajustements de la stratégie d'exécution de la manœuvre de dérotation (montage de dérotation et séquence d'exécution des manoeuvres) impactent significativement ($p < 0.05$) la correction 3D (angle de Cobb, cyphose et rotation axiales ; différence de correction $> 5^\circ$) et les efforts supportés par les implants (force axiale et moments médio-latéraux ; différence $> 20\%$) lors de la dérotation

H3 : La dérotation vertébrale durant les manœuvres de correction induit une diminution significative de la cyphose thoracique (perte de cyphose $> 5^\circ$)

3.3 Objectifs

L'objectif général de ce projet doctoral est d'évaluer la biomécanique des manœuvres de dérotation vertébrale en vue d'améliorer les techniques de correction 3D et de diminuer les efforts supportés par l'instrumentation lors du traitement chirurgical de la scoliose.

Afin de répondre aux questions de recherche, cet objectif général peut être décomposé en objectifs spécifiques :

O1 : Décrire et comparer la correction 3D obtenue grâce à différentes techniques de dérotation.

O1A : Évaluer l'exactitude et la précision des méthodes de mesure radiographique de la rotation axiale vertébrale pour l'évaluation de la correction dans le plan transverse.

O1B : Comparer la correction 3D locale et globale obtenue en clinique par des techniques de dérotation Segmentaire, En Bloc et de translation de la tige.

O2 : Développer et valider un modèle numérique biomécanique personnalisé de simulation de chirurgie de scoliose avec manœuvres de dérotation vertébrale.

O3 : Exploiter le modèle biomécanique pour interpréter et comparer la correction 3D et les efforts sur l'instrumentation obtenus par la simulation des manoeuvres de dérotation en prenant en compte leur variabilité d'exécution.

3.4 Approche générale

Les chapitres 4 à 6 de cette thèse présentent les études qui répondent aux objectifs (Figure 3-1). Elles se découpent en un volet clinique qui permet de répondre à l'objectif 1, et un volet numérique pour les objectifs 2 et 3. La réalisation de ces objectifs a mené à l'élaboration de 3 articles scientifiques.

Dans le chapitre 4, la première partie présente la comparaison de différentes méthodes de mesure radiographiques de la rotation axiale vertébrale, et a donné lieu à l'article 1. La deuxième partie du chapitre 4 décrit et compare la correction 3D obtenue par trois techniques chirurgicales d'instrumentation à l'aide d'une évaluation clinique. Ce chapitre a donné lieu au second article de cette thèse. Le chapitre 5 présente la méthodologie mise en place dans le volet numérique de ce projet pour la simulation de chirurgie d'instrumentation. Le chapitre 6 est une analyse biomécanique des techniques de dérotation vertébrale à l'aide du simulateur, dont les résultats ont été publiés dans l'article 3. Toutes ces études amèneront à une discussion générale du travail effectué dans le contexte clinique dans le chapitre 6 puis des conclusions et recommandations seront formulées dans le chapitre 8. Les annexes A et B viennent compléter certains aspects méthodologiques présentés dans le chapitre 5.

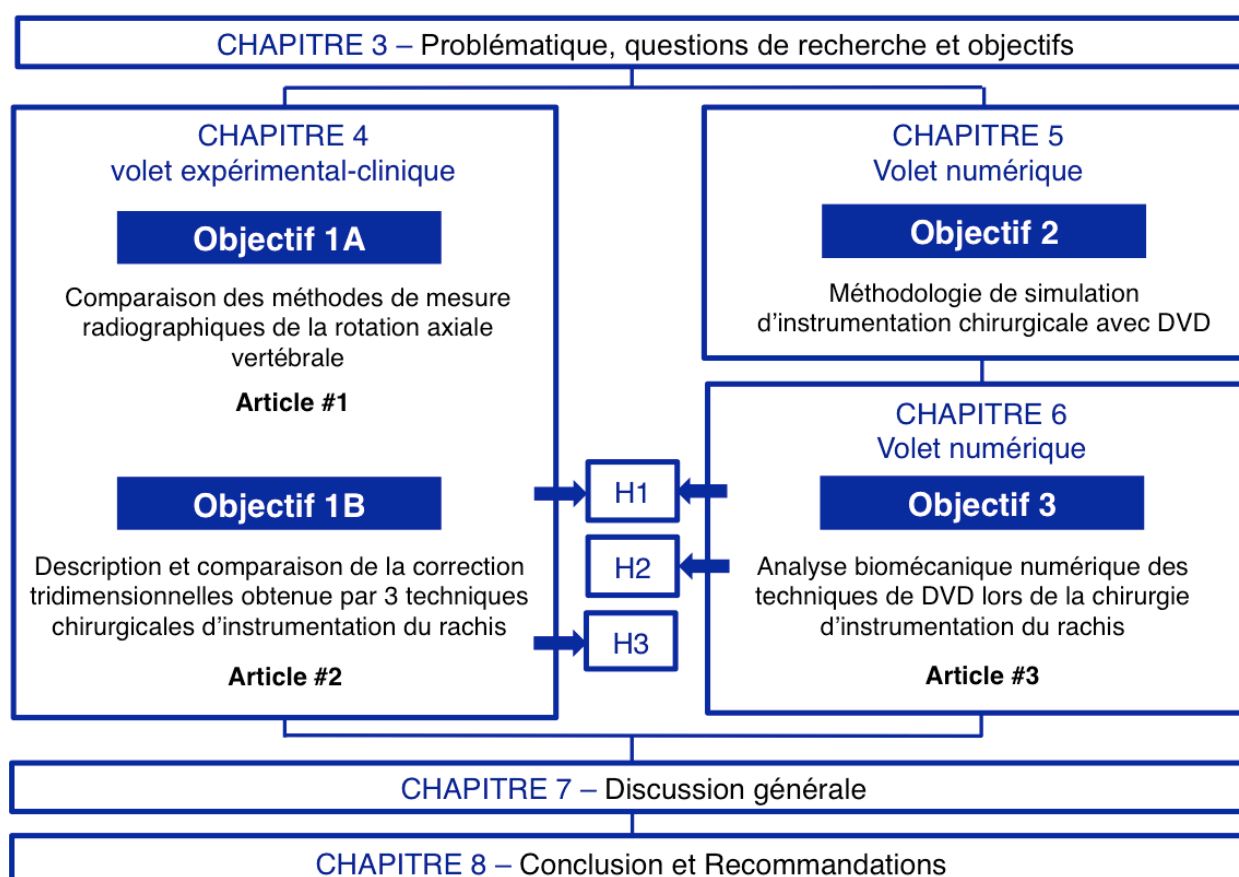


Figure 3-1 Organisation des chapitres de la thèse selon les objectifs et hypothèses de recherche

CHAPITRE 4 DESCRIPTION ET COMPARAISON DE LA CORRECTION 3D OBTENUE PAR DIFFÉRENTES TECHNIQUES CHIRURGICALES D'INSTRUMENTATION

Ce chapitre vise à réaliser l'objectif 1, qui est de "décrire et comparer la correction 3D des déformations scoliotiques obtenue par différentes techniques chirurgicales", avec une emphase particulière portée à la correction du plan transverse. Pour répondre à cet objectif, deux études ont été réalisées et sont présentées sous forme d'articles scientifiques (Section 4.2 et 4.4). Comme mis en évidence dans le Chapitre 2, il existe aujourd'hui plusieurs approches pour mesurer la déformation scoliotique dans le plan transverse en se basant sur des radiographies du rachis du patient. Afin d'aborder la comparaison de la capacité de correction des différentes techniques chirurgicales avec des outils pertinents, la première étude s'est concentrée sur l'évaluation de l'exactitude et la précision de sept méthodes de mesure de la rotation axiale vertébrale (Section 4.2). La seconde étude présente une analyse clinique rétrospective menée sur des cas de scoliose opérés par différentes techniques de correction (dérotation Segmentaire, dérotation En Bloc ou translation de la tige), pour comparer les résultats de correction 3D obtenus sur des cas cliniques.

4.1 Situation et description de l'article 1

Cet article, intitulé «Accuracy and Precision of Seven Radiographic-Based Measurement Methods of Vertebral Axial Rotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis », constitue un outil méthodologique pour la réalisation de l'objectif 1. Grâce à un montage expérimental, sept méthodes de mesures de la rotation axiale vertébrale ont été évaluées en termes d'exactitude et de précision, pour des vertèbres non instrumentées (état préopératoire) et instrumentées de vis pédiculaires et tiges (état postopératoire). Cet article porte sur l'objectif 1A de la thèse. La contribution du premier auteur à la préparation et la rédaction de l'article est estimée à 85%. Ce manuscrit a été accepté pour publication dans la revue Spine Deformity (soumis le 21 mai 2017).

4.2 Article 1: Accuracy and precision of seven radiographic-based measurement methods of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis

Laure Boyer, MEng, Jesse Shen, MSc, Stefan Parent, MD, PhD , Samuel Kadoury, PhD, Carl-Eric Aubin, PhD, PEng

Soumis pour publication dans la revue Spine Deformity, 21 mai 2017

IRB APPROVAL/RESEARCH ETHICS COMMITTEE IRB

This project has been approved by the Research Ethics Committee (#2668) of Sainte-Justine University Hospital Center and Polytechnique Montreal

FUNDING SOURCES

Financially supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (industrial research chair with Medtronic of Canada).

4.2.1 Abstract

Study design. Assessment of vertebral axial rotation measurement methods

Objectives. To assess the accuracy and precision of seven radiographic-based vertebral axial rotation measurement methods for typical scoliotic deformity before and after posterior instrumentation.

Summary of Background Data. Vertebral axial rotation is an important component to evaluate transverse plane scoliotic deformities. Several measurement methods were developed based on coronal plane radiographs or computerized 3D reconstruction. Their ability to accurately and precisely measure axial rotation, either pre- and postoperatively, is not well known.

Methods. Two synthetic vertebrae, with and without instrumentation, were fixed in a jig allowing 3D rotation manipulations. Fifty-three configurations of 3D rotations were radiographed. Two observers evaluated 7 measurement methods: 1 visual estimation, 2 ruler-based (Nash-Moe and Perdriolle), 1 analytical (Stokes), and 3 3D-reconstruction techniques

(based on pedicles, based on 8 vertebra landmarks, and a surface based reconstruction software SterEOS). Measurements were repeated one week later.

Results. Intra-observer precision ranged from 2.0° (Perdriolle/SterEOS) to 3.6° (Visual Estimation) for the non-instrumented vertebra, and from 2.2° (SterEOS) to 9.7° (Nash-Moe) for the instrumented vertebra. Inter-observer precision ranged from 1.2° (SterEOS) to 9.3° (Nash Moe) for the non-instrumented vertebra, and from 1.7° (SterEOS) to 6.2° (Visual Estimation) for the instrumented vertebra. Accuracy of the methods ranged from 2.1° with SterEOS to 9.1° with Nash Moe ruler. The measurement error was significantly associated with the level of axial rotation for Nash-Moe and 3D reconstruction techniques with low to moderate correlation.

Conclusions. The majority of radiographic-based methods measured vertebral axial rotation with an average error of 2° to 5° . The Nash-Moe method should be avoided, considering its inaccuracy greater than 9° . The instrumentation did not compromise the precision or the accuracy of measurement. The measurement accuracy of 3D reconstruction methods was impaired by the severity of the axial rotation.

4.2.2 Introduction

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) is a complex 3D deformity of the spine, involving abnormal rotations of the vertebrae in the transverse plane [1]. Vertebral “axial rotation” is an index assessing the torsional component of the spine in the transverse plane [2]. Scoliotic spines typically involve axial rotation of the vertebrae up to 25° , rarely exceeding 40° , toward right or left sides [3]. It generally reaches its maximum at the apex of the curve [4], and the severity of the thoracic apical axial rotation has been associated to the rib hump [5]. Axial rotation quantification has proven clinical utility for scoliosis pathomechanism comprehension [6, 7] and curve progression monitoring [8, 9]. With contemporary vertebral derotation surgical maneuvers, which aim to improve the transverse plane deformity, axial rotation is an important parameter to quantitatively assess surgical correction [10].

Vertebral axial rotation is a challenging index to quantify because it is mainly observable in a plane not accessible on a typical radiograph. Measurements on coronal and sagittal radiographs were developed based on the interpretation of vertebral features. Cobb described the first technique, based on the position of the spinous process relatively to the vertebral body [11].

Because of the frequent deformation of the spinous process in scoliosis, Nash-Moe developed another method that associated the degree of rotation to the percentage of displacement of the concave pedicle shadow across the vertebral body [12]. Perdriolle further improved this method by considering the effect of the projection of the pedicles in the coronal plane, and designed a ruler called “torsionmeter” [13]. Stokes proposed an analytical method based on the trigonometric relationship between vertebral shape parameters [14]. The most recent methods are based on stereoradiographic computational techniques that create 3D vertebral geometrical models. 3D coordinates of specific vertebral landmarks are obtained through their identification on biplanar calibrated radiographs [15]. Axial vertebral rotation can be computed based on different anatomical reconstructed landmarks. In the last few years, commercial software has been developed to assist users in the reconstruction process and enhance automation. Methods using computed tomography (CT) were proposed to assess axial rotation, as the transverse plane deformity is well noticeable on the CT images [16, 17]. Nevertheless, CT examination is not often used in AIS because of the high radiation exposure, and the modification of the spine curves and vertebral rotations due to the supine position imposed by CT examination.

Measurement methods rely on the ability of the observer to identify different anatomical landmarks, not always fully visible and easy to recognize. The bias due to the observer performing the measurement refers to the precision of the method. Intra-observer precision (repeatability) refers to the ability of one measurer to repeat the measurement between trials, and inter-observer precision (reproducibility) to the ability of different measurers to reproduce the same measurement. The proximity of the measurement to the true axial rotation refers to the accuracy. Many studies have assessed the precision and/or accuracy of measurement methods [3, 18], but rarely report both accuracy and precision. There is an insufficient comparison between different methods in the literature. Further comparison between studies is often limited by the differences in the quantitative indices reported to assess accuracy and precision [18].

Previous studies reporting measurement method accuracy often assessed pure axial rotation only [19-21]. However, when the scoliotic spine is radiographed, the projected vertebral shape appeared deformed due to the axial rotation, but also to the lateral tilting and forward-backward

inclinations present in scoliotic vertebrae [22, 23]. This may further challenge the identification of the landmarks and alter axial vertebral rotation measurement accuracy. Contemporary surgical correction of scoliosis involves spinal metallic instrumentation, which is likely to obstruct the visibility of vertebral anatomical structures on radiographs, and further alter axial rotation measurement. To provide a better appreciation of the rotational correction achieved with surgical intervention, the capacity of current measurement methods to assess axial rotation using postoperative radiographs remains to be determined.

The objective of this study was to assess the accuracy and precision (intra- and inter-observers) of seven radiographic-based vertebral axial rotation measurement methods for typical vertebral scoliotic 3D deformity, before and after posterior instrumentation.

4.2.3 Material and Methods

Two identical L3 synthetic vertebrae with a high anatomic fidelity (Sawbone, Pacific Laboratories, Vashon, WA) were used. One of them was instrumented with 5.0x50mm titanium polyaxial pedicle screws and 5.5mm Cobalt-Chrome rods. Both vertebrae were fixed in a radio-translucent vertebral 3D rotation manipulation device that allowed to position both vertebrae with inclinations in the transverse, coronal and sagittal planes (Figure 4-1). The accuracy of the manipulation device was 0.5° as assessed with a coordinate measuring machine (CMM Microscribe, Immersion Corp., San Jose, CA). Fifty-three different 3D rotation sequences found in typical scoliotic spines were applied to both vertebrae. Vertebrae were successively rotated in the transverse, frontal and sagittal planes, around the local axis of the device, designed to rotate with the vertebrae (Figure 4-1) [23]. The axial rotations ranged from -30° to 30° , with 5° increments, with combined frontal and sagittal planes inclinations ranging from -20° to $+20^\circ$ with 10° increments. Each resulting configuration was radiographed using a biplanar radiographic system (EOS Imaging, Paris, France). For each of the 53 combinations of rotations, the vertebral axial rotation was measured using seven methods:

- Visual method: *Visual Estimation (1)* method was based on the observer appraisal of the axial rotation by looking at the coronal radiograph of the vertebra, without using any tool. Observer was free to base his judgment on any criteria (relative position of the pedicles, spinous process orientation, pedicle screws symmetry).
- Ruler-based methods: The *Nash-Moe (2)* and *Perdriolle torsiometer (3)* methods were based on the identification of the pedicle shadow center and the edges of the vertebral body on the coronal radiograph.
 - With the Nash-Moe technique, the observer used a digital ruler on the radiograph to measure the vertebral body width w and the distance between convex pedicle and vertebral body right side p . The Nash-Moe axial rotation θ was automatically computed based on these measurements [12]: $\theta (^{\circ}) = \frac{p}{w} \cdot 100$
 - The observer directly placed the Perdriolle analog ruler on the radiograph to read the resulting axial rotation.
- Analytical method: *Stokes (4)* method implied the measurement of the distances between the vertebral center and the convex and concave pedicles (a and b) with a digital ruler on the coronal radiograph. The axial rotation calculation resulted from Stokes' formula [24] , with the fixed 1.04 width-to-depth ratio for L3 vertebrae: $\theta(^{\circ}) = \arctan (1.04 * \frac{a-b}{a+b})$
- 3D reconstruction methods: Measurer reconstructed a 3D vertebral model based on bilateral calibrated radiographs. Six corresponding anatomic landmarks were identified on both coronal and sagittal radiographs (superior and inferior tips of the pedicles and the centre of endplates). Four additional non-corresponding landmarks were placed on each radiograph to define the corners of the vertebral body. Based on the 3D coordinates of these landmarks, two methods were defined to automatically compute axial rotation with MATLAB R2012a software.
 - *3D-Pedicles (5)* method: axial rotation was defined as the angle between the vector joining the reconstructed center of the pedicles and the frontal plane when projected onto the transverse plane.
 - *3D-Barycentre (6)* method: a plane of symmetry of the vertebra was defined using the principal component analysis (PCA) of eight 3D reconstructed landmarks. The axial rotation was computed as the angle between the vertebra axis of symmetry and the

sagittal plane, when projected onto the transverse plane.

- Surface based reconstruction software method: Measurer reconstructed a 3D vertebral model with *SterEOS* (7) software [25]. After the measurer identified the superior and inferior endplates, the shape of the vertebra was automatically reconstructed with an algorithm based on statistical modeling and bone shape recognition. The measurer could adjust the shape and the rotation of the vertebra. SterEOS automatically computed axial rotation.

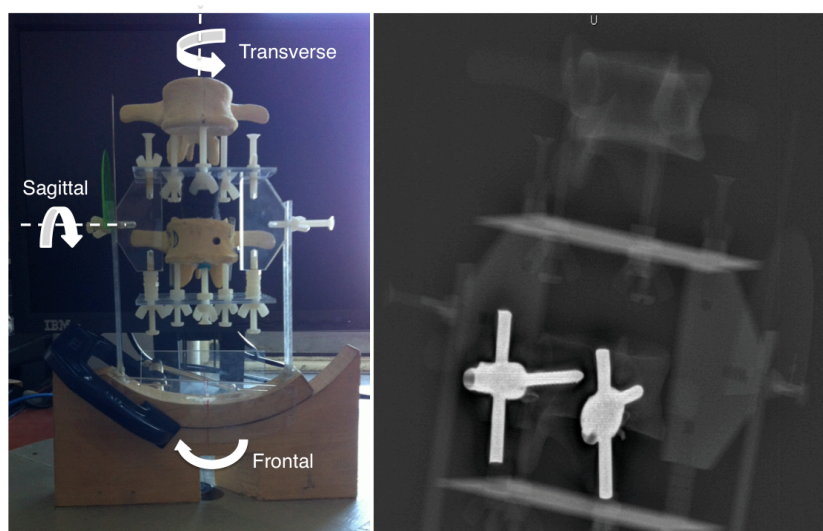


Figure 4-1 Vertebrae on the 3D rotation manipulation device (top: non instrumented, bottom: instrumented)

Two measurers were trained with the appropriate tools (digital ruler, Perdriolle torsionmeter, 3D reconstruction software) and were allowed to adjust image brightness and contrast to visualize vertebral details. If the vertebral anatomical structures were obstructed by instrumentation, the observer had to estimate their position on the radiograph to perform the measurement. The measurers followed the protocol described above to measure the axial rotation with each method on the randomly distributed pairs of biplanar radiographs. The measurements were repeated one week later to assess the repeatability. With each of the 7 methods, 424 axial rotations were measured in total (53 combinations of rotations for the non instrumented and 53 for the instrumented vertebrae, 2 measurers, 2 repetitions). The data were analyzed using SPSS statistical software program (version 21.0, IBM corp., Armonk, NY).

Intra-observer precision (repeatability), which quantifies the ability of an observer to repeat the measure (test-retest reliability) was reported as the Mean Absolute Difference (MAD) between the first and second measurement performed by the same observer. To assess inter-observer precision (reproducibility), which refers to the ability of different observers to perform the same measurement, the Mean Absolute Difference between the observers' measurements was calculated.

The “measurement error”, defined as the difference between the calculated axial rotation and the true axial rotation given to the vertebra, was computed for each of the measurement. Accuracy, which refers to the proximity of the measurement to the true axial rotation, was reported as the mean absolute measurement error.

The presence of a significant relation ($p > 0.05$) between the measurement error and the axial rotation severity was assessed using Pearson correlation coefficient r . Absolute value of Pearson coefficient between 1 and 0.70 reflected strong correlation, 0.70 to 0.50 moderate and below 0.50 low correlation [26].

4.2.4 Results

The 424 measurements obtained with each method were analyzed to report, for each of the seven measurement techniques, their precision (intra- and inter- measurer), their accuracy and the impact of axial rotation severity on measurement error.

Intra- and inter-measurer Precision

The intra- and inter observer precision is reported in Tableau 4-1. The mean variability due to the same measurer performing multiple measurements for the non-instrumented vertebra ranged from 2.0° with Perdriolle and SterEOS to 3.6° with Visual Estimation. For the instrumented vertebra, intra-observer variability ranged from 2.2° with SterEOS to 9.7° with Nash-Moe method. The change in intra-observer variability from “non instrumented” to “instrumented vertebra” was

between -0.4° with Visual Estimation (increase in precision) to $+7.3^{\circ}$ with Nash-Moe (decrease in precision).

For the inter-observer precision, the difference between the two measurements of the non-instrumented vertebra ranged from 1.2° with SterEOS to 9.3° with Nash-Moe. For the instrumented vertebra, it ranged from 1.7° with SterEOS to 6.2° with Visual Estimation.

Tableau 4-1 Intra- and Inter-observer precision of the seven axial rotation measurement techniques for the vertebrae with and without instrumentation

	Intra-Observer Precision		Inter-Observer Precision	
	Non Instrumented	Instrumented	Non Instrumented	Instrumented
Visual Estimation	3.6°	3.2°	5.3°	6.2°
Nash-Moe	2.4°	9.7°	9.3°	5.3°
Perdriolle	2.0°	3.4°	3.5°	3.6°
Stokes	3.1°	4.6°	3.6°	3.7°
3D-Pedicles	3.2°	3.7°	2.6°	4.1°
3D-Barycentre	3.4°	4.6°	3.1°	3.4°
SterEOS	2.0°	2.2°	1.2°	1.7°

Accuracy

The accuracy of axial rotation measurement (absolute difference between the measurement and the actual rotation) of non-instrumented and instrumented vertebrae is presented in Figure 4-2. For the non-instrumented vertebra, the accuracy ranged from 2.6° with Perdriolle torsiometer to 7.6° with Nash-Moe method. For the instrumented vertebra, the accuracy of the method changed by less than 1.5° , resulting in an accuracy ranging from 2.1° with SterEOS to 9.1° with Nash-Moe method.

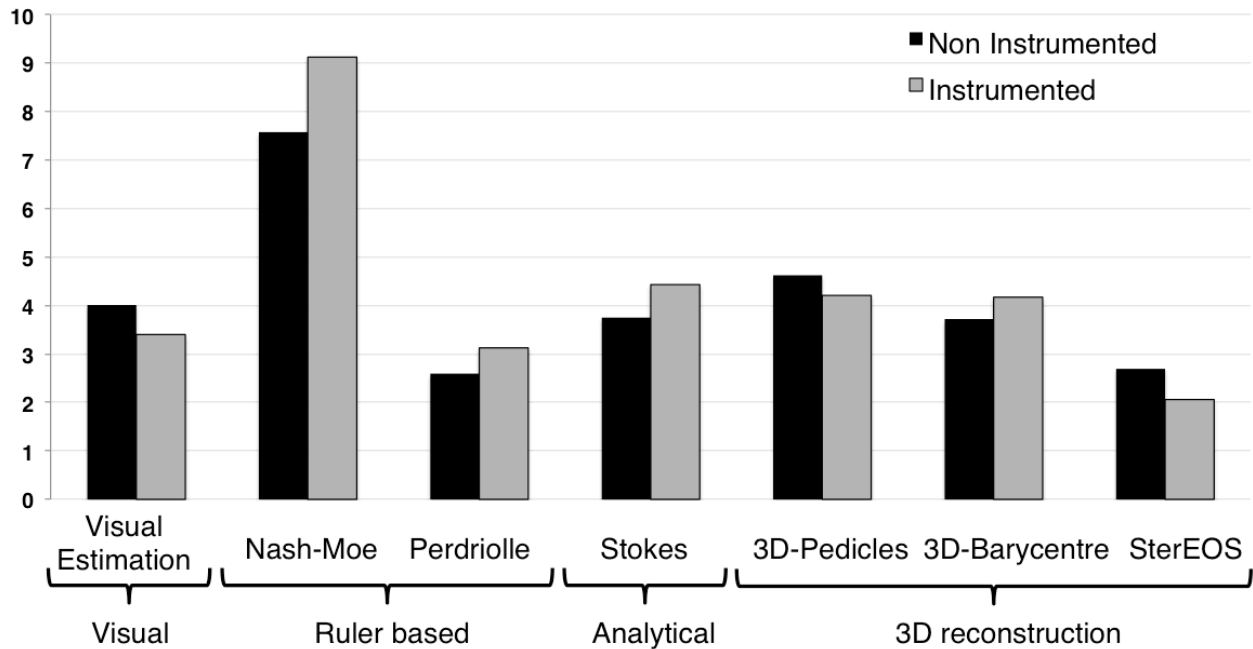


Figure 4-2 Accuracy of the seven axial rotation measurement methods for the vertebrae with and without instrumentation (mean absolute measurement error in °)

Impact of axial rotation severity on measurement error

The statistical association between the severity of axial rotation and the measurement error is reported in Tableau 4-2. The measurement error was significantly associated with axial rotation severity for Nash-Moe and 3D reconstruction techniques with low to moderate correlation. An increase of axial rotation from 0° to -20° resulted in an average increase of measurement error of 4.6°, 2.9°, 2.2°, 2.0° for Nash-Moe, 3D-Pedicles, 3D-Barycentre and SterEOS methods respectively. With the Nash-Moe method, there was a tendency to overestimate the severity of the axial rotation when increasing the axial rotation (positive correlation) whereas with 3D reconstruction methods the severity of axial rotation was underestimated (negative correlation).

Tableau 4-2 Impact of axial rotation severity on measurement error (* p<0.05)

	Pearson correlation (r)	Average measurement error	
		Rotation applied to the non instrumented vertebra	
		0°	-20°
Visual Estimation	-0.29 *	0°	2.7°
Nash-Moe	0.41 *	-1.4°	-5.9°
Perdriolle	0.14 *	-0.3°	-1.0°
Stokes	-0.58	-0.1°	0.9°
3D-Pedicles	-0.54 *	1.1°	4.0°
3D-Barycentre	-0.46 *	0.5°	2.6°
SterEOS	-0.46 *	0.4°	2.4°

4.2.5 Discussion

An average error of 2° to 5° should be expected when measuring axial rotation with most of currently available radiographic-based methods. Being aware of such measurement error is essential to compare correction treatment efficiency (power analysis calculation), or to monitor or assess deformity progression.

The measurement method using SterEOS 3D reconstruction technique was the most precise and accurate, with an error of 2.4° on average. This measurement method is based on a 3D reconstruction process requiring the identification of several vertebral anatomical structures on digitalized calibrated radiographs with the SterEOS software. The Perdriolle torsiometer method is similarly accurate (2.9° average error), while only requiring the use of a physical measuring ruler on a postero-anterior radiograph, making this method an interesting alternative for axial vertebral rotation assessment. We found that the Nash-Moe method resulted in a much higher measurement error (8.4° average error) compared to the other methods. This is in agreement with the findings from Drerup et al. who previously reported an average error of 12° in thoracic and lumbar vertebrae rotation measurement with the Nash-Moe technique [27]. Despite Drerup et al. tried to introduce an empirical method called “Nash-Moe – 10°” to overcome this inaccuracy, the Nash-Moe method was neither accurate nor precise, making this mathematical adjustment limited

for improving measurement error. The Nash-Moe method is therefore not suitable for axial vertebral rotation measurement.

The presence of screws and rods on postoperative radiographs did not compromise the accuracy ($< 0.6^\circ$ increase) and precision ($< 1.5^\circ$ increase) in determining axial rotation, except for the Nash-Moe method (7.3° increase). A previous study also reported excellent measurement precision when evaluating axial vertebral rotation of instrumented scoliotic spine with the SterEOS software (ICC of 0.97 before instrumentation and 0.94 after instrumentation) [28]. The anatomical landmarks necessary to compute the rotation could be fairly estimated despite their obstruction by the hardware. Several authors demonstrated that pedicle screw orientation on postero-anterior radiograph and concave and convex rods relative position on sagittal radiograph can give a good estimation of vertebral axial rotation and proposed mathematical relations to measure axial rotation based on instrumentation position [29, 30].

The more the vertebrae were rotated, the less accurate were the 3D reconstruction-based measurement methods, which should be taken into consideration when evaluating severe spinal 3D deformity. The increase of measurement error can be attributed to the projection of 3D anatomical structures of highly rotated vertebrae on planar radiographs. Gunzburg et al. demonstrated that when axial vertebral rotation is increased, the center of the pedicle observed on the radiograph is offset from its actual 3D position [20]. We compared three different measurement methods based on 3D reconstruction techniques (3D-Pedicles, 3D-Barycentre, SterEOS) and found that using an increased number of landmarks for defining vertebral shape reduced the error resulting from vertebral rotation severity.

Our study has some limitations due to the use of a synthetic asymptomatic lumbar vertebra. The precision and accuracy of the different methods may depend on vertebral shape and remains to be studied for thoracic levels. The wedge deformity of scoliotic vertebral body and the narrow concave pedicles [31] may complicate the identification of vertebral structures and increase the resulting error. The radiographic acquisition of synthetic vertebrae, without soft tissues or ribs may not be fully representative of scoliotic spine radiographs, but the authors considered the radiographs provided equivalent image quality and details required to make such measurements

(Figure 4-3). The device likely provided some confounding bias on measurements, especially on the instrumented vertebra. The manipulation device implied different spatial positions for the non-instrumented and instrumented vertebrae in the x-ray set-up, resulting in differing projections on the two vertebrae, but the estimated difference of axial rotation measurement was around 0.8° for the most severe rotation sequence. The accuracy of methods remains to be further investigated with other rotation sequences, resulting in different vertebral 3D-Positions [23]. Despite these limitations, our set-up allowed to relatively compare the accuracy and precision of the different methods in a controlled environment, on identical non instrumented and instrumented vertebrae, with a clinically relevant variety of vertebral orientations, which would not have been possible with patients' radiographs or cadaveric vertebrae.

In summary, current radiographic-based methods measured vertebral axial rotation with an average error of 2° to 5° when evaluating pre-and post-operative transverse plane scoliotic deformity. The Nash-Moe method should be avoided considering its poor accuracy compared to other measurement methods. The methods were as well suited for the assessment of pre- or post-operative vertebral axial rotation, as instrumentation inserted in vertebrae during surgical correction did not compromise precision and accuracy of measurement. The increase of measurement error should be taken into account when evaluating severe spinal 3D deformity. In addition to precision and accuracy, clinical applicability must be appraised for measurement methods selection, and further studies are required to assess their respective ease of use or time and cost effectiveness in a clinical environment.

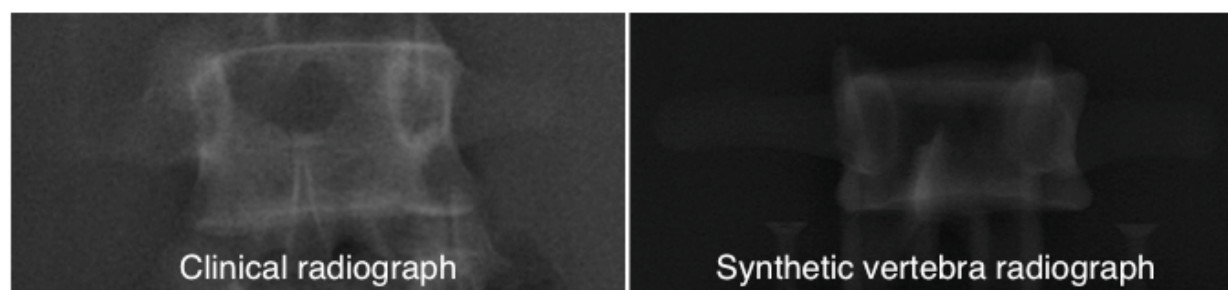


Figure 4-3 Clinical and synthetic L3 vertebra radiographs

4.2.6 References

1. Villemure, I., et al., *Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis: a longitudinal study*. Spine (Phila Pa 1976), 2001. **26**(20): p. 2244-50.
2. Stokes, I.A., *Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity*. Spine (Phila Pa 1976), 1994. **19**(2): p. 236-48.
3. Lam, G.C., et al., *Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods*. Scoliosis and Spinal Disorders, 2008. **3**(1): p. 1.
4. Asher, M.A. and L.T. Cook, *The transverse plane evolution of the most common adolescent idiopathic scoliosis deformities. A cross-sectional study of 181 patients*. Spine (Phila Pa 1976), 1995. **20**(12): p. 1386-91.
5. Kuklo, T.R., B.K. Potter, and L.G. Lenke, *Vertebral rotation and thoracic torsion in adolescent idiopathic scoliosis: what is the best radiographic correlate?* Journal of spinal disorders & techniques, 2005. **18**(2): p. 139-147.
6. Hefti, F., *Pathogenesis and biomechanics of adolescent idiopathic scoliosis (AIS)*. Journal of Children's Orthopaedics, 2013. **7**(1): p. 17-24.
7. Kouwenhoven, J.-W.M. and R.M. Castelein, *The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis: review of the literature*. Spine, 2008. **33**(26): p. 2898-2908.
8. Nault, M.-L., et al., *Three-dimensional spinal morphology can differentiate between progressive and nonprogressive patients with adolescent idiopathic scoliosis at the initial presentation: a prospective study*. Spine (Phila Pa 1976), 2014. **39**(10): p. E601.
9. Courvoisier, A., et al., *Transverse plane 3D analysis of mild scoliosis*. European Spine Journal, 2013. **22**(11): p. 2427-2432.
10. Lee, S.-M., S.-I. Suk, and E.-R. Chung, *Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis*. Spine, 2004. **29**(3): p. 343-349.
11. Cobb, J., *Outline for the study of scoliosis*. Instr Course Lect, 1948. **5**: p. 261-275.
12. Nash JR, C. and M. JH, *A study of vertebral rotation*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1969. **51**(2): p. 223-229.

13. Perdriolle, R. and J. Vidal, *Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis*. Spine, 1985. **10**(9): p. 785-791.
14. Stokes, I.A., *Axial rotation component of thoracic scoliosis*. Journal of orthopaedic research, 1989. **7**(5): p. 702-708.
15. Cheriet, F., et al., *A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images*. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, 2007. **54**(7): p. 1356-1358.
16. Aaro, S. and M. Dahlborn, *Estimation of vertebral rotation and the spinal and rib cage deformity in scoliosis by computer tomography*. Spine, 1981. **6**(5): p. 460-467.
17. Ho, E.K., et al., *New Methods of Measuring Vertebral Rotation From Computed Tomographic Scans: An Intraobserver and Interobserver Study on Girls with Scoliosis*. Spine, 1993. **18**(9): p. 1173-1177.
18. Vrtovec, T., F. Pernuš, and B. Likar, *A review of methods for quantitative evaluation of axial vertebral rotation*. European Spine Journal, 2009. **18**(8): p. 1079-1090.
19. Chi, W.-M., et al., *Vertebral axial rotation measurement method*. Computer methods and programs in biomedicine, 2006. **81**(1): p. 8-17.
20. Gunzburg, R., et al., *Radiologic interpretation of lumbar vertebral rotation*. Spine, 1991. **16**(6): p. 660-664.
21. Pinheiro, A.P., M.C. Tanure, and A.S. Oliveira, *Validity and reliability of a computer method to estimate vertebral axial rotation from digital radiographs*. European Spine Journal, 2010. **19**(3): p. 415-420.
22. Hecquet, J., J. Legaye, and G. Duval-Beaupere, *Access to a three-dimensional measure of vertebral axial rotation*. European Spine Journal, 1998. **7**(3): p. 206-211.
23. Skalli, W., F. Lavaste, and J.-L. Descrimes, *Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values?* Spine, 1995. **20**(5): p. 546-553.
24. Stokes, I.A., L.C. Bigalow, and M.S. Moreland, *Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis*. Spine, 1986. **11**(3): p. 213-218.
25. Glaser, D.A., J. Doan, and P.O. Newton, *Comparison of 3-dimensional spinal reconstruction accuracy: biplanar radiographs with EOS versus computed tomography*. Spine, 2012. **37**(16): p. 1391-1397.

26. Mukaka, M., *A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research*. Malawi Medical Journal, 2012. **24**(3): p. 69-71.
27. Drerup, B., *Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projections of the pedicles*. Journal of Biomechanics, 1984. **17**(12): p. 923-935.
28. Ilharreborde, B., et al., *Angle Measurement Reproducibility Using EOS Three-Dimensional Reconstructions in Adolescent Idiopathic Scoliosis Treated by Posterior Instrumentation*. Spine, 2011. **36**(20): p. E1306-E1313.
29. Upasani, V.V., et al., *Grading apical vertebral rotation without a computed tomography scan: a clinically relevant system based on the radiographic appearance of bilateral pedicle screws*. Spine, 2009. **34**(17): p. 1855-1862.
30. Liu, R.W., et al., *A method for assessing axial vertebral rotation based on differential rod curvature on the lateral radiograph*. Spine, 2012. **37**(18): p. E1120-E1125.
31. Kotwicki, T. and M. Napiótek, *Intravertebral deformation in idiopathic scoliosis: a transverse plane computer tomographic study*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 2008. **28**(2): p. 225-229.

4.3 Situation et description de l'article 2

Ce deuxième article, intitulé « Segmental Derotation vs. En Bloc Derotation vs. Rod Translation in Adolescent Idiopathic Scoliosis Posterior Instrumentation: Comparison of 3D Correction », a été soumis pour publication à la revue *Spine Deformity* le 27 novembre 2017. La contribution du premier auteur à la préparation et la rédaction de l'article est estimée à 85%. L'objectif spécifique de ce deuxième article était de comparer la correction 3D locale et globale obtenue en clinique par des techniques de dérotation Segmentaire, En Bloc et de translation de la tige, soit l'objectif O1b du projet doctoral. Ce travail est le fruit de la collaboration avec trois chirurgiens orthopédiques, Dr L.G. Lenke, Dr. J-M Mac-Thiong et Dr. S. Parent, chacun expert dans la pratique d'une technique de correction 3D. Dans cette étude, les rachis préopératoires et postopératoires de 77 cas de scoliose ont été reconstruits en 3D, et la correction obtenue suite à la chirurgie d'instrumentation évaluée. Cette étude explore les hypothèses 1 et 3. Elle a révélé que la rotation axiale de la vertèbre apicale, où la déformation dans le plan transverse était maximale, était corrigée de manière similaire par les deux techniques de dérotation. En revanche, la manipulation individuelle de chaque niveau instrumenté par la technique Segmentaire a permis d'atteindre une correction plus locale des rotations intervertébrales, améliorant ainsi la détorsion du rachis instrumenté (exploration de l'hypothèse 1). Aucune corrélation entre la correction de la rotation axiale et le changement de cyphose n'a été mise en évidence, montrant que l'amélioration de la déformation dans le plan transverse par les manœuvres de dérotation n'impliquait pas une diminution systématique de la cyphose thoracique lors de la chirurgie (exploration de l'hypothèse 3). Une tendance vers la normalisation de la cyphose a été notée avec la pratique des manœuvres de dérotation, avec une augmentation de la cyphose des cas hypocyphotiques.

4.4 Article 2 : Segmental derotation vs. en bloc derotation vs. rod translation in adolescent idiopathic scoliosis posterior instrumentation: comparison of 3D correction

Laure Boyer, MEng, Stefan Parent, MD, PhD, Lawrence G. Lenke, MD, Jean-Marc Mac-Thiong, MD, Carl-Éric Aubin, PhD, PEng

Soumis pour publication à la revue Spine Deformity, 27 novembre 2017

ACKNOWLEDGMENTS

This study was financially supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (industrial research chair with Medtronic of Canada).

4.4.1 Abstract

Study Design: Retrospective analysis of 3D correction achieved by three correction techniques in scoliosis surgery.

Objective: To compare the 3D correction obtained by Segmental Derotation, En Bloc Derotation and Rod Translation in Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) surgery

Summary of background data: Various modern surgical techniques intend to address the scoliotic deformities in 3D, with a recent focus on the transverse plane. Concerns about the lordogenic effect of vertebral derotation techniques on sagittal curvatures have been raised. The ability of the different correction maneuvers to achieve adequate 3D correction remains to be investigated.

Methods: We reviewed 77 AIS cases treated by posterior instrumentation after 2010. 31 AIS cases were operated using a Segmental Derotation, 25 with an En Bloc Derotation and 21 with a Rod Translation technique. Correction indices computed from the 3D spine reconstruction pre- and post-operatively were used to statistically compare the groups. Association between transverse plane deformity and thoracic restoration was assessed.

Results: Segmental Derotation, En Bloc Derotation and Rod Translation achieved an apical vertebral rotation correction of $53\% \pm 24\%$, $36\% \pm 16\%$, and $38\% \pm 23\%$ respectively, and

corresponding cumulative mechanical torsion correction of $50\%\pm 16\%$, $38\%\pm 18\%$ and $31\%\pm 21\%$. The Segmental Derotation technique obtained a statistically different transverse plane correction ($p<0.05$). The techniques resulted in similar reduction of thoracic Cobb angle (average $72\%\pm 12\%$). The average thoracic kyphosis was maintained in both Segmental and En Bloc groups, and decreased by 7° in the Rod Translation group. Increase of transverse plane correction was not associated with a loss of kyphosis.

Conclusion: The three correction techniques allowed a significant reduction of the coronal and transverse plane deformities of the thoracic curve. The individual manipulation of each vertebra with the Segmental technique induced a more local transverse plane correction along the instrumented spine. Correction of the transverse plane was not at the expense of thoracic kyphosis restoration.

4.4.2 Introduction

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) is a complex 3D deformity of the spine where vertebral rotation in the transverse plane has been associated with rib cage rotation.¹ The resulting asymmetric rib prominence is one of the main concerns for adolescent patients, and its reduction is a key target of instrumentation surgery.² Traditionally, thoracoplasty has been used to reduce the rib hump, but it is also associated with a decrease of pulmonary function, and an increase of blood loss and pain.³ With the advance in posterior spinal instrumentation, the development of surgical techniques has focused on strategies to achieve vertebral rotation correction, with the subjacent aim to correct the rib prominence, while avoiding the morbidity of thoracoplasty. Direct Vertebral Derotation (DVD) technique was initially described as the application of forces directly on the vertebrae via pedicle screws to counteract the vertebral rotation.⁷ Since then, powerful DVD techniques involving different correction mechanisms have been developed, and can be currently categorized as “Segmental” or “En Bloc” maneuvers.⁸ The Segmental technique sequentially corrects the intervertebral rotation between each pair of vertebrae along the instrumented segment, whereas the En Bloc technique intends to derotate the whole spine with a global manipulation of multiple contiguous apical vertebrae simultaneously. Literature reports a reduction of vertebral rotation at the apex of the curve by 35% to 74% with Direct Vertebral Derotation techniques.⁹⁻¹⁴ Other surgical techniques intend to indirectly correct the deformities in

3D, such as the Rod Translation technique, where the spine is sequentially aligned with the rod, inducing an incremental correction at each segment. Several studies compared correction capacity of surgical strategies with and without DVD techniques¹⁵⁻¹⁷, but previous studies assessing DVD effectiveness did not clearly report which technique was performed, or did not differentiate Segmental and En Bloc techniques. Only Hwang et al. directly compared Segmental and En Bloc techniques and did not find differences in terms of rib hump, main thoracic curve and kyphosis correction.¹⁸ The evaluation of the transverse plane correction in the literature is often limited to a unique local index, such as the apical vertebral rotation or rib hump angle. Further investigations remain necessary to evaluate the local and global effectiveness of the different spinal manipulation.^{19,20}

With contemporary techniques aiming to correct the transverse plane deformity, concerns have been raised about the potential lordogenic effect of spinal detorsion on sagittal thoracic kyphosis. A 3D analysis by Newton et al. revealed that derotation of the thoracic segments back into the sagittal plane may unmask the thoracic hypokyphotic sagittal deformity present in scoliosis, inducing an apparent loss of kyphosis.²¹ As sagittal balance restoration is one of the main objectives of the instrumentation, whether correction of the axial plane deformity occurs at the expense of the sagittal profile is still controversial.^{22,23}

The objective was to document and compare the 3D correction achieved by Segmental vertebral derotation, En Bloc vertebral derotation and Rod Translation manoeuvres.

4.4.3 Material and Methods

With the approval of the institutional review boards, we retrospectively reviewed a prospectively collected multicenter database to identify patients meeting the following criteria: (1) paediatric patients type Lenke 1-2-3 presenting a main thoracic Cobb angle ranging between 40°-85°, (2) thoracic apical axial rotation >10°, (3) posterior spinal fusion performed after 2010, (4) pedicle screw construct, (4) treated with either Segmental, En Bloc or Rod Translation correction technique during instrumentation. Patients with concurrent thoracoplasty were excluded.

Surgical Correction Techniques Description

Segmental Derotation technique

The rod was engaged in the pedicle screws of the concavity of the curve and rotated until the rod sat in the sagittal plane according to C-D procedure. Derotation tubes were bilaterally installed on each instrumented levels. The Segmental derotation started from the caudal neutral vertebra (no transverse plane rotation) and moved sequentially toward the upper instrumented level (UIV) for simple curve, and to lower instrumented level (LIV) for double curves. The neutral vertebra tubes were held in neutral position while corrective forces were applied on tubes of the adjacent proximal vertebra, until a neutral rotation was achieved. Concurrently, the convex rod was sequentially captured in the screws while performing the derotation of each segment and the set screws were tightened after the derotation was performed. The process was repeated for each instrumented level.

En Bloc Derotation technique

The concave rod was engaged in the proximal pedicle screws and rotated until the rod sat in the sagittal plane, then seated and locked at the lowest instrumented vertebra (LIV). The En Bloc derotation device was installed at two or three periapical levels, and was composed of interconnected tubes. Either a unilateral convex derotation was performed or a bilateral derotation. When the bilateral device was used, there was a forced dorsal and medial lifting of the apical levels to meet the kyphotically contoured rod. While the derotational device was maintained in place, screws were gradually reduced to the rod and the set screws were tightened. The convex rod was then inserted and set screws tightened.

Rod Translation technique

The concave rod was fixed in the normal sagittal plane at the proximal two screws. All other instrumented vertebrae were gradually pulled toward the rod using reducers fixed on the concave side pedicle screws. In situ bending was then performed on the concave rod before inserting and tightening the set screws at every level. Following the same method, the second rod was inserted into the convex screws before applying compression maneuvers.

3D measurement of scoliosis correction

Preoperative and 6 weeks postoperative 3D spine shape reconstructions were performed with a research software²⁴ (IdefX; LIO, Montreal, Canada), using standing coronal and lateral radiographs captured with a low dose imaging system (EOS Imaging, Paris, France). The accuracy of 3D measurements was documented within an average of 1.6° (max 3.9°) for the Cobb angle, 1° (max 4.9°) for sagittal kyphosis, and 1.9° (max 5.8°) for axial rotation.²⁵ Regional (scoliotic segment) and local (vertebra) 3D deformity indices²⁴ were computed from the spine reconstructions using a custom MATLAB software (MathWorks, Natick, Massachusetts):

1. *Main Thoracic (MT) Cobb Angle*: angle measured in the coronal plane between the upper and lower endplates of the respective end vertebrae of the main thoracic curve
2. *Thoracic Kyphosis*: angle measured in the sagittal plane between T4 and T12
3. *Segmental Kyphosis*: sum of the local sagittal plane kyphosis of each pair of vertebrae between T4 and T12, described by Newton et al²¹ as a 3D measurement of thoracic sagittal deformity
4. *Apical Vertebral Rotation (AVR)*: rotation of the thoracic apical vertebra in the transverse plane. A positive sign referred to a counter clockwise rotation as seen from above. (Figure 4-4)
5. and 6. *Intervertebral Axial Rotations at upper and lower junctional levels (upper IAR and lower IAR)*: rotation of the vertebra regarding the lower adjacent one in the transverse plane at the upper and lower curve levels. (Figure 4-4)
7. *Cumulative Mechanical Torsion*: sum of the intervertebral axial rotations (in absolute values) along the instrumented spine. (Figure 4-4)

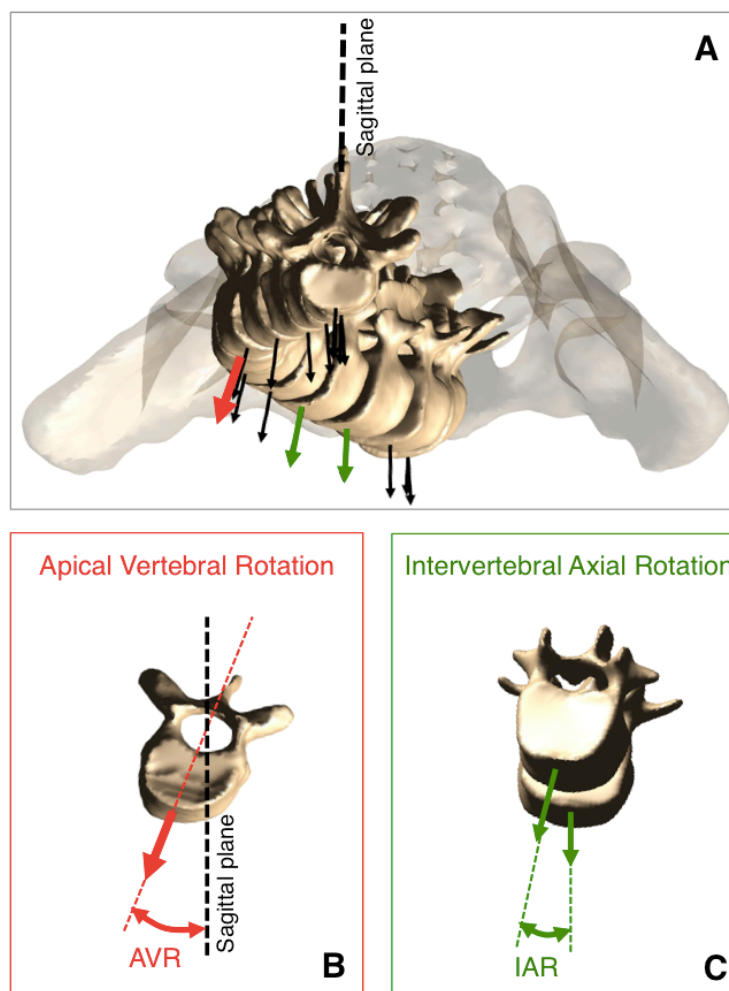


Figure 4-4 Transverse plane view of the spine: A-Arrows represent vertebral axial rotations, B-Axial rotation of the apical vertebra, C-Intervertebral axial rotation between adjacent vertebrae

Statistical analysis

To compare preoperative 3D deformity and identify the differences in the correction capability of the 3 surgical techniques, ANOVA and Tukey post-hoc test (or Kruskal-Wallis tests if non parametric distribution) were performed using SPSS software (SPSS Inc., Chicago, IL,21v). The correlation between deformity indices correction in transverse and sagittal planes was assessed using Pearson correlation coefficient r (significant p -value < 0.05). An absolute value of r between 1 and 0.70 reflected a strong correlation, 0.70 to 0.50 was moderate and below 0.50 was a low correlation.²⁶

4.4.4 Results

We identified 77 AIS cases which were clustered in 3 subgroups according to the principal correction technique: 31 cases in the Segmental Derotation group, 25 cases in the En Bloc Derotation group and 21 cases in the Rod Translation group. In each group, the surgery was performed by the same surgeon, familiar with the surgical technique evaluated. The rate of cases who had spinal releases during surgery was estimated based on the available surgical reports: 23% in the Segmental Derotation group (avg. 4 levels, no missing data), 90% in the En Bloc group (avg. 4 levels, 15 missing data), 44% in the Rod Translation group (avg. 3.3 levels, 3 missing data).

Preoperative deformity

There were no statistical differences between groups in the presenting 3D deformities (all indices $p>0.05$; Tableau 4-1).

Comparison of 3D correction between techniques

All techniques resulted in a statistically significant correction of the deformity in the frontal and transverse plane (all $p<0.05$). Postoperative 3D indices are reported in for each group. In the frontal plane, the techniques resulted in similar correction of thoracic Cobb angle, with an average $72\%\pm 12\%$ reduction of the curve. A statistical difference of AVR and Cumulative Mechanical Torsion correction was found between the Segmental and the two other techniques (Figure 4-5). AVR was corrected by $53\%\pm 24\%$, $36\%\pm 16\%$ and $38\%\pm 23\%$ and Cumulative Mechanical Torsion along the instrumented spine was decreased by $50\%\pm 16\%$, $38\%\pm 18\%$ and $31\%\pm 21\%$ with the Segmental derotation, En Bloc derotation and Rod Translation techniques respectively. In each group, a higher AVR correction was significantly associated with an increase in the Cumulative Mechanical Torsion correction: strong correlation for En Bloc technique ($r=0.72$), and moderate correlation for both Segmental ($r=0.66$) and Rod Translation technique ($r=0.65$) (Figure 4-6, $p<0.001$ for all). Locally, there was a decrease in the intervertebral rotations at curve junctions for all techniques that was not statistically different

between techniques (mean $64 \pm 31\%$ correction at upper junction and $52 \pm 39\%$ correction at lower junction).

Tableau 4-3 Patients characteristics and presenting 3D deformities in the three groups (no statistical difference, $p > 0.05$ for all)

Indices (°) Average (SD) [min-max]	Segmental Derotation	En Bloc Derotation	Rod Translation	P- value
Number of patients	31	25	21	-
Gender (M/F)	F:25/ M:6	F :20/M :5	F :20/M:1	-
Age at surgery (years)	14.9 (1.8) [11,18]	14.3 (2.3) [12,19]	15.3 (1.8) [11,18]	0.204
Risser sign (grade)	3.4 (1.5) [0,5]	3.6 (1.3) [0,5]	3.4 (1.6) [0,5]	0.837
Lenke type (L1/L2/L3)	L1 24/L2:2/L3 :5	<i>missing data</i>	L1:13/L2:1/L3:7	-
MT Cobb	56 (9) [43,75]	57 (10) [41,79]	60 (10) [43,84]	0.479
Thoracic Kyphosis	24 (18) [-12,76]	26 (14) [0,57]	23 (15) [2,48]	0.869
Normo-kyphotic [20°;40°] <i>n=number of cases</i>	31 (5) [23,40] <i>n=14</i>	29 (6) [22,40] <i>n=14</i>	35 (5) [28,40] <i>n=8</i>	0.055
Hypo/mild-kyphotic (<20°) <i>n=number of cases</i>	7 (11) [-12,19] <i>n=13</i>	11 (8) [0,20] <i>n=8</i>	11 (6) [2,19] <i>n=11</i>	0.892
Hyper-kyphotic (>40°) <i>n=number of cases</i>	54 (15) [42,76] <i>n=4</i>	50 (6) [46,57] <i>n=3</i>	46 (3) [44,48] <i>n=2</i>	-
Segmental Kyphosis	4 (13) [-30,34]	4 (13) [-22,27]	1 (11) [-21,29]	0.601
Thoracic Apical Vertebral Rotation	-23 (6) [-11,-38]	-24 (6) [-14,-39]	-24 (4) [-15,-30]	0.870
Upper IAR	-11 (3) [-17,-5]	-11 (3) [-19,-6]	-11 (4) [-20,-5]	0.857
Lower IAR	11 (4) [5,23]	11 (3) [6,16]	11 (4) [4,17]	0.971
Cumulative Mechanical Torsion	57 (19) [31,96]	65 (14) [46,91]	62 (19) [19,96]	0.095

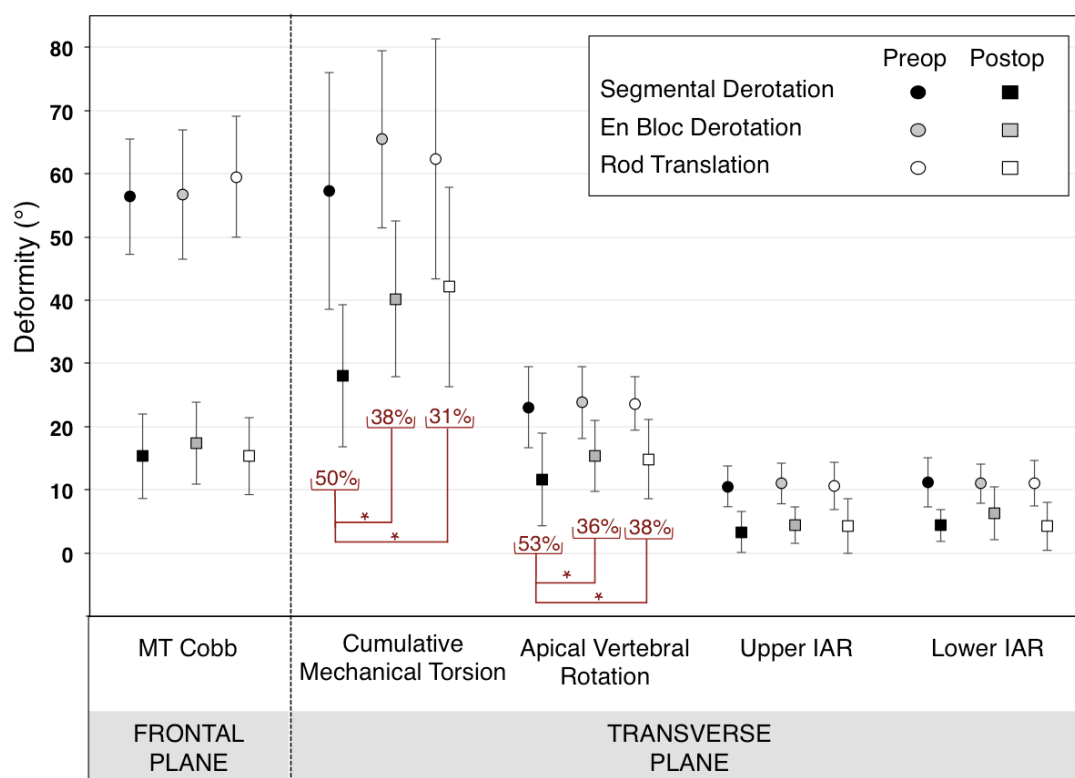


Figure 4-5 Pre- and post-operative 3D deformity indices in the frontal and transverse planes: correction (%) comparison between techniques (average and SD, * $p < 0.05$)

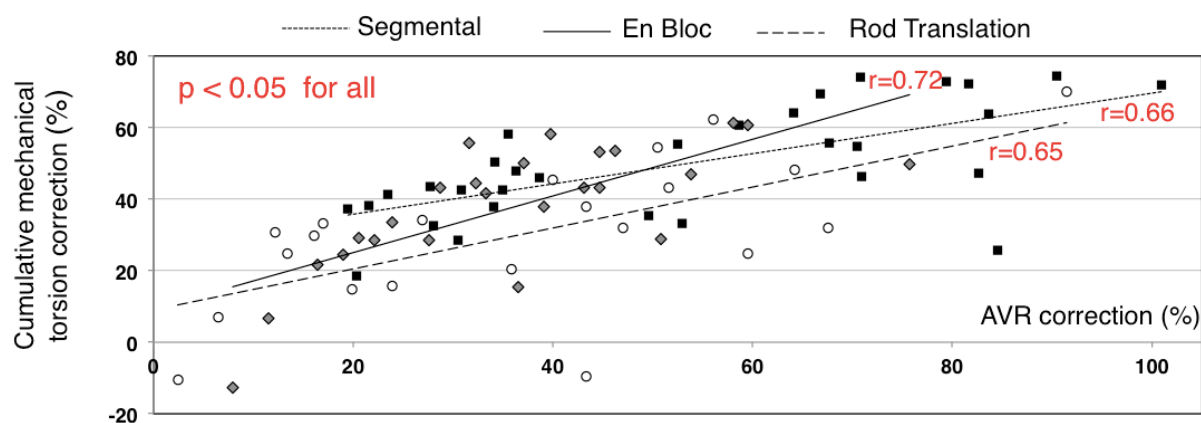


Figure 4-6 Apical Vertebral Rotation (AVR) correction was significantly correlated with an increase in Cumulative Mechanical Torsion correction with the three techniques

The average Thoracic Kyphosis was similar pre- and postoperatively in both Segmental and En Bloc derotation groups ($p > 0.05$), but decreased by 7° on average in the Rod Translation group

($p=0.012$) (Figure 4-7). However, when patients were divided into subgroups based on the magnitude of their preoperative kyphosis, the techniques resulted in different kyphosis modifications. For hypo-mild kyphotic cases, Thoracic Kyphosis was increased in the En Bloc group by $14\pm 11^\circ$ and in the Segmental group by $7\pm 6^\circ$ but remained unchanged in the Rod Translation group. For normo-kyphotic cases, the kyphosis was decreased in the Rod Translation group by $15\pm 6^\circ$ and in the Segmental group by $9\pm 6^\circ$ but was not modified in the En Bloc group. All techniques resulted in a significant increase in Segmental Kyphosis ($13\pm 10^\circ$). An increased AVR and Cumulative Mechanical Torsion correction in the transverse plane was not associated with a loss of Thoracic Kyphosis (Figure 4-8). In the Segmental group, an increase in AVR correction was correlated with an increase in Thoracic Kyphosis ($r=0.4$, $p<0.01$).

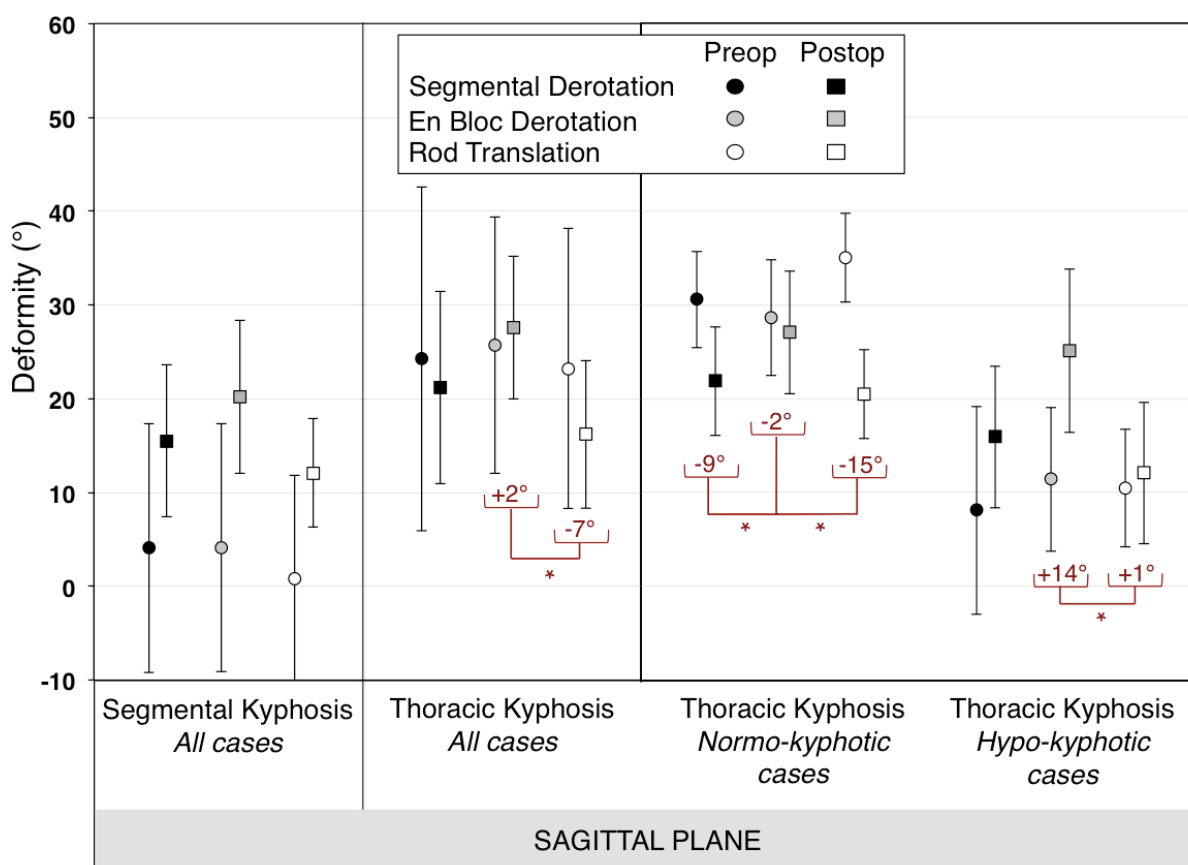


Figure 4-7 Pre- and post-operative 3D deformity indices in the sagittal plane: correction (°) comparison between techniques (average and SD, * $p<0.05$)

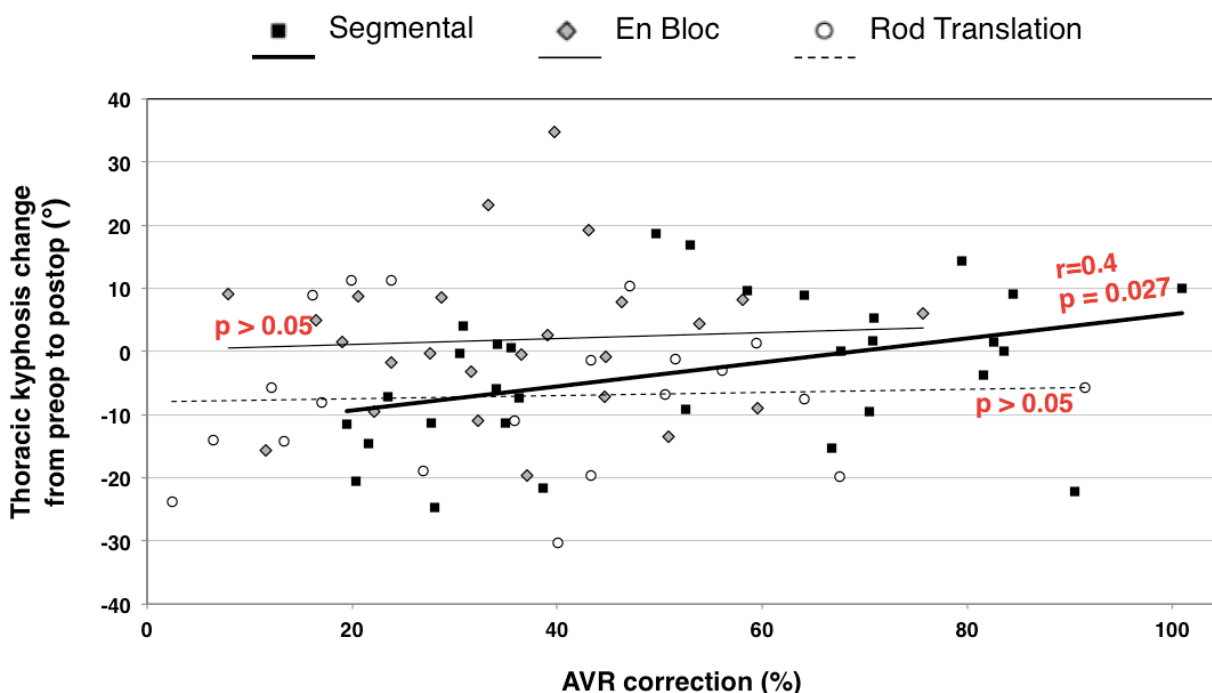


Figure 4-8 Relationship between the percentage of Apical Vertebral Rotation correction and Thoracic Kyphosis change for the three techniques

4.4.5 Discussion

The three techniques allowed to achieve a significant correction of the thoracic curve in the frontal and transverse planes. The main thoracic Cobb angle correction (72%) was within the reported range of published studies assessing similar techniques (61% to 81% correction).^{12,27} The Segmental Derotation enabled to achieve a 15% (3°) additional AVR correction compared to the En Bloc derotation and Rod Translation, but the clinical significance of such difference is questionable and its effect on rib hump correction remains to be investigated. Hwang et al. did not found any apparent difference in rib hump outcome when comparing Segmental and En Bloc technique.¹⁸

With a local manipulation of the vertebrae, Segmental Derotation allowed to achieve the highest correction of the intervertebral rotations, whereas En Bloc and Rod translation groups had residual counter-rotations in lower and upper extremities of the instrumentation. Courvoisier et al. reported that DVD induced a global rotation of the spine rather than a detorsion, but in their

cases, both rods were inserted before the DVD maneuver.²⁹ The presence of rods in pedicle screws during DVD prevent the vertebra from rotating around its natural axis of rotation, what could limit the correction capability. Performing the DVD prior the second rod insertion facilitates the correction of the transverse plane as shown by Giacomini et al.³⁰ The detorsion of the spine was also limited by the intra-vertebral deformity (torsion in the vertebral bodies) which cannot be corrected by DVD.²⁸

The Rod Translation technique also resulted in transverse plane correction, even if no direct derotation was applied on vertebrae. The force vectors applied on the screws to connect to the rod may generate sufficient torques on vertebrae to induce a corrective derotation. The additional use of differential rod contouring between the concave and convex rods could further induce transverse plane correction, but its contribution has been shown to be limited and to generate important pullout forces at the bone-screw interface.^{31,32}

The three correction techniques enabled to untwist the spine in the transverse plane without inducing an additional loss of kyphosis. Theoretically, derotating the vertebrae should flatten the kyphosis^{33,34}, but our results highlighted that higher correction of Apical Vertebral Rotation was not correlated with a decrease in thoracic kyphosis. The increase in Segmental kyphosis postoperatively even suggested that the surgeon tends to overcome the anticipated lordosing effect of vertebral derotation, in order to significantly correct the deformity in all three planes. Our results were in agreement with previous studies that confirm that the use of DVD in the correction of scoliosis did not additionally worsen the sagittal profile.^{7,22,35} For patients presenting hypo-kyphotic deformities, both En Bloc and Segmental DVD procedures were able to increase kyphosis. Nevertheless, a complete assessment of the sagittal plane restoration resulting from the different techniques remains to be performed, as the sagittal balance result from interplay between several parameters, including also lumbar lordosis, and pelvic incidence.³⁶

The postoperative kyphosis differences between correction techniques could be affected by the surgeon himself rather than by the type of derotation manipulation performed. The multicenter study of Monazzam et al. demonstrated that the surgeon was the only predictor of kyphosis

correction over rod material, implant density, posterior Ponte osteotomy and magnitude of preoperative kyphosis.³⁷ Rod contour shaped according to surgeon preference and specific intraoperative techniques performed to restore the sagittal plane may result in different thoracic kyphosis, but it was not investigated due to the retrospective nature of the study. The lordosing effect of the Rod Translation technique could be explained by the high intraoperative stresses when pulling the spine up to the rods, which could result in a greater intra-operative flattening of rods, and remains to be evaluated.

We were not able to report the direct impact of the surgical techniques on the rib hump, which is a major concern for patients and is correlated to the SRS self image questionnaire score.³⁸ However, previous studies found a strong correlation between the amount of Apical Vertebral Rotation and the severity of the rib hump.^{39,40} Despite the fact that the presenting deformities were not different between groups, 3D correction could be affected by patient's flexibility and vertebrae intrinsic morphology. These parameters were not included in this study considering that several patients received spinal releases that modify their influence on the 3D correction.⁴¹ Because of the variety of strategies available while using the same vertebral rotation device⁴², a higher variability in the 3D correction achieved with each technique should be expected when generalizing to other surgeons. Biomechanical analysis should further help in assessing the correction capability of the derotation techniques, as other factors than DVD can be controlled (flexibility of the curve, number and locations of spinal releases, shape and material of the rods, type and density of implants, additional manoeuvres). As those techniques generate substantial forces at the bone-screw interface, the safety of each correction technique should be further compared with biomechanical analysis.

In summary, a significant reduction of the coronal and transverse plane deformities of the thoracic curve was achieved with the three surgical correction techniques. The individual manipulation of each vertebra with the Segmental Derotation technique induced a more local transverse plane correction, leading to an increased detorsion of the instrumented spine. Correction of the transverse plane did not induce an additional loss of kyphosis. Other factors of the correction techniques should be analyzed to further assess the sagittal plane restoration

capacity. Spinal correction measures are of interest to surgeons, but clinical outcomes of these 3D spinal changes remain to be determined in future studies for assessing patient's satisfaction. 3D analysis of the correction techniques allowed a better understanding of their influence on the correction in the three planes, which would enable to better design correction strategies.

4.4.6 References

1. Kuklo TR, Potter BK, Lenke LG. Vertebral rotation and thoracic torsion in adolescent idiopathic scoliosis: what is the best radiographic correlate? *Journal of spinal disorders & techniques* 2005;18:139-47.
2. Sanders JO, Harrast JJ, Kuklo TR, et al. The Spinal Appearance Questionnaire: results of reliability, validity, and responsiveness testing in patients with idiopathic scoliosis. *Spine* 2007;32:2719-22.
3. Yaszay B, Jazayeri R, Lonner B. The effect of surgical approaches on pulmonary function in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of spinal disorders & techniques* 2009;22:278-83.
4. Krismer M, Bauer R, Sterzinger W. Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three dimensional correction. *Spine* 1992;17:263-9.
5. Labelle H, Bellefleur C, Stokes IA. Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine* 1995;20:2487-92.
6. Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, et al. Peroperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine* 1995;20:1406-9.
7. Lee S-M, Suk S-I, Chung E-R. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2004;29:343-9.
8. Shah SA. Derotation of the spine. *Neurosurgery Clinics of North America* 2007;18:339-45.
9. Asghar J, Samdani AF, Pahys JM, et al. Computed tomography evaluation of rotation correction in adolescent idiopathic scoliosis: a comparison of an all pedicle screw construct versus a hook-rod system. *Spine* 2009;34:804-7.

10. Abul-Kasim K, Karlsson MK, Ohlin A. Increased rod stiffness improves the degree of deformity correction by segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis* 2011;6:13.
11. Sun L, Song Y, Liu L, et al. Bilateral apical vertebral derotation technique by vertebral column manipulation compared with vertebral coplanar alignment technique in the correction of lenke type 1 idiopathic scoliosis. *BMC musculoskeletal disorders* 2013;14:175.
12. Rushton PR, Grevitt MP. Do vertebral derotation techniques offer better outcomes compared to traditional methods in the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis? *European Spine Journal* 2014;1-11.
13. Cui G, Watanabe K, Nishiwaki Y, et al. Loss of apical vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: 2-year follow-up using multi-planar reconstruction computed tomography. *European Spine Journal* 2012;21:1111-20.
14. Kadoury S, Cheriet F, Beauséjour M, et al. A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 2009;18:23-37.
15. Di Silvestre M, Lolli F, Bakaloudis G, et al. Apical vertebral derotation in the posterior treatment of adolescent idiopathic scoliosis: myth or reality? *European Spine Journal* 2013;22:313-23.
16. Pankowski R, Roclawski M, Ceynowa M, et al. Direct Vertebral Rotation Versus Single Concave Rod Rotation: Low-dose Intraoperative Computed Tomography Evaluation of Spine Derotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis Surgery. *Spine* 2016;41:864-71.
17. Tang X, Zhao J, Zhang Y. Radiographic, clinical, and patients' assessment of segmental direct vertebral body derotation versus simple rod derotation in main thoracic adolescent idiopathic scoliosis: a prospective, comparative cohort study. *European Spine Journal* 2015;24:298-305.
18. Hwang SW, Samdani AF, Cahill PJ. The impact of segmental and en bloc derotation maneuvers on scoliosis correction and rib prominence in adolescent idiopathic scoliosis: Clinical article. *Journal of Neurosurgery: Spine* 2012;16:345-50.
19. Courvoisier A, Drevelle X, Dubousset J, et al. Transverse plane 3D analysis of mild scoliosis. *European Spine Journal* 2013;22:2427-32.

20. Dumas R, Steib J-P, Mitton D, et al. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine* 2003;28:1158-62.
21. Newton PO, Fujimori T, Doan J, et al. Defining the “Three-Dimensional Sagittal Plane” in Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 2015;97:1694-701.
22. Hwang SW, Samdani AF, Gressot LV, et al. Effect of direct vertebral body derotation on the sagittal profile in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 2012;21:31-9.
23. Mladenov KV, Vaeterlein C, Stuecker R. Selective posterior thoracic fusion by means of direct vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: effects on the sagittal alignment. *European Spine Journal* 2011;20:1114-7.
24. Humbert L, de Guise J.A., Aubert B, et al. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical engineering & physics* 2009;31:681-7.
25. Glaser DA, Doan J, Newton PO. Comparison of 3-dimensional spinal reconstruction accuracy: biplanar radiographs with EOS versus computed tomography. *Spine* 2012;37:1391-7.
26. Mukaka M. A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. *Malawi Medical Journal* 2012;24:69-71.
27. Suk S-I, Kim J-H, Kim S-S, et al. Thoracoplasty in thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Journal Meeting Abstracts: LWW*, 2006:8.
28. Schlösser TP, van Stralen M, Brink RC, et al. Three-dimensional characterization of torsion and asymmetry of the intervertebral discs versus vertebral bodies in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2014;39:E1159-E66.
29. Courvoisier A, Garin C, Vialle R, et al. The change on vertebral axial rotation after posterior instrumentation of idiopathic scoliosis. *Child's Nervous System* 2015;31:2325-31.
30. Giacomini S, Di Silvestre M, Lolli F, et al. Is there a better derotation manoeuvre in posterior correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis? *scoliosis* 2015;10:1.
31. Seki S, Kawaguchi Y, Nakano M, et al. Rod rotation and differential rod contouring followed by direct vertebral rotation for treatment of adolescent idiopathic scoliosis: effect on thoracic and thoracolumbar or lumbar curves assessed with intraoperative computed tomography. *The Spine Journal* 2016;16:365-71.

32. Wang X, Boyer L, Le Naveaux F, et al. How does differential rod contouring contribute to 3-dimensional correction and affect the bone-screw forces in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation? *Clinical Biomechanics* 2016;39:115-21.
33. Watanabe K, Nakamura T, Iwanami A, et al. Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis causes hypokyphosis of the thoracic spine. *BMC musculoskeletal disorders* 2012;13:99.
34. Hayashi K, Upasani VV, Pawelek JB, et al. Three-dimensional analysis of thoracic apical sagittal alignment in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2009;34:792-7.
35. Demura S, Yaszay B, Carreau JH, et al. Maintenance of thoracic kyphosis in the 3D correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis using direct vertebral derotation. *Spine Deformity* 2013;1:46-50.
36. Gutman G, Labelle H, Barchi S, et al. Normal sagittal parameters of global spinal balance in children and adolescents: a prospective study of 646 asymptomatic subjects. *European Spine Journal* 2016;25:3650-7.
37. Monazzam S, Newton PO, Bastrom TP, et al. Multicenter comparison of the factors important in restoring thoracic kyphosis during posterior instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Deformity* 2013;1:359-64.
38. Asher M, Lai SM, Burton D, et al. Discrimination validity of the Scoliosis Research Society–22 patient questionnaire: relationship to idiopathic scoliosis curve pattern and curve size. *Orthopaedic Proceedings: Orthopaedic Proceedings*, 2003:190-.
39. Carlson BB, Burton DC, Asher MA. Comparison of trunk and spine deformity in adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis* 2013;8:2.
40. Hong J-Y, Suh S-W, Easwar T, et al. Evaluation of the three-dimensional deformities in scoliosis surgery with computed tomography: efficacy and relationship with clinical outcomes. *Spine* 2011;36:E1259-E65.
41. Wang C, Bell K, McClincy M, et al. Biomechanical comparison of ponte osteotomy and discectomy. *Spine* 2015;40:E141-E5.
42. Chang MS, Lenke LG. Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis. *Operative Techniques in Orthopaedics* 2009;19:19-23.

CHAPITRE 5 MÉTHODOLOGIE DE SIMULATION D'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE AVEC DÉROTATION VERTÉBRALE

Ce chapitre répond à l'objectif 2 de ce travail doctoral, qui est de « développer et valider un modèle numérique biomécanique personnalisé de simulation de chirurgie avec manœuvres de dérotation vertébrale ». Dans un premier temps, la section détaille la méthodologie de modélisation du rachis, de l'instrumentation, des manoeuvres de Dérotation Vertébrale et de simulation de l'instrumentation chirurgicale. Dans un deuxième temps, la modélisation a été comparée à des études expérimentales dans une optique de vérification et validation du modèle. Puis, une étude de sensibilité sur certains paramètres du modèle a été réalisée afin d'évaluer l'impact des hypothèses de modélisation sur les efforts et la correction 3D des courbures scoliotiques, et s'assurer que les approximations de modélisation n'affectaient pas les conclusions de l'étude présentée dans l'article 3.

5.1 Modélisation et personnalisation du rachis et de l'instrumentation chirurgicale

Cette section présente la méthodologie de modélisation personnalisée du rachis biomécanique et de l'instrumentation chirurgicale. Ce modèle été utilisé pour simuler les manoeuvres de correction exécutées lors de l'instrumentation chirurgicale de chacun des cinq cas, présentés dans l'article #3.

5.1.1 Modélisation personnalisée du rachis

Modélisation géométrique

La géométrie du rachis spécifique au patient a été reconstruite à l'aide des radiographies biplanaires prises à l'état pré-opératoire en position debout avec le système d'imagerie basse dose EOSTM (Figure 5-1). Le logiciel de recherche IdefX (LIO, Montreal, Canada) a été utilisé pour reconstruire en détail les structures anatomiques des vertèbres T1 à L5 et du pelvis (Humbert et al., 2009). Les coordonnées et l'orientation 3D de plusieurs repères anatomiques ont été extraites de cette reconstruction. La technique a été présentée plus en détail à la section 2.5.1.

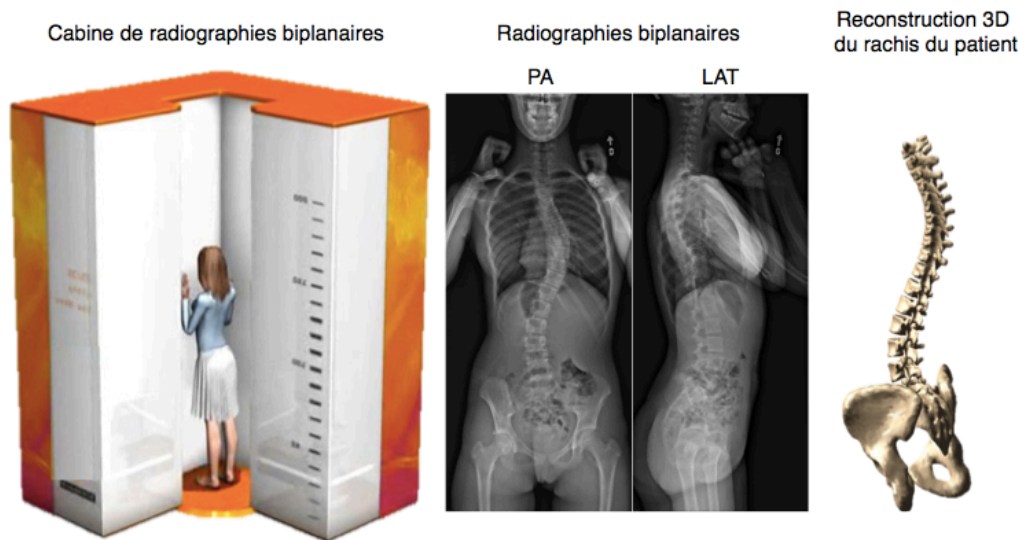


Figure 5-1 Géométrie 3D personnalisée reconstruite à partir de radiographies coronale et latérale prises simultanément en position debout dans la cabine EOSTM (adapté de Illés et Somoskeöy, 2012)

Modélisation biomécanique

Une fois la géométrie du rachis obtenue, les propriétés mécaniques des structures ont été spécifiées. Pour ce faire, le logiciel d'ingénierie Adams View 2010 (MSC.Software Inc., Santa Ana, CA) a été utilisé pour modéliser le rachis par une approche multicorps globale. La colonne vertébrale a été considérée comme une chaîne cinématique constituée de vertèbres reliées par des éléments intervertébraux. Les vertèbres et le pelvis ont été modélisés comme des corps rigides indéformables. Les centres de masse des vertèbres adjacentes ont été connectés par des joints flexibles déformables représentant les structures intervertébrales (disque intervertébral, facettes articulaires et ligaments).

Dans un premier temps, les propriétés mécaniques des éléments flexibles intervertébraux ont été définies à partir de données expérimentales publiées dans la littérature (Gardner-Morse et al., 1994; Panjabi et al., 1976). Des courbes force-déplacement ont été mesurées expérimentalement sur des unités vertébrales thoraciques et lombaires, puis linéarisées, ce qui a permis de définir des matrices de rigidités à six dimensions, intégrant les phénomènes de couplages entre les plans anatomiques (Figure 5-2).

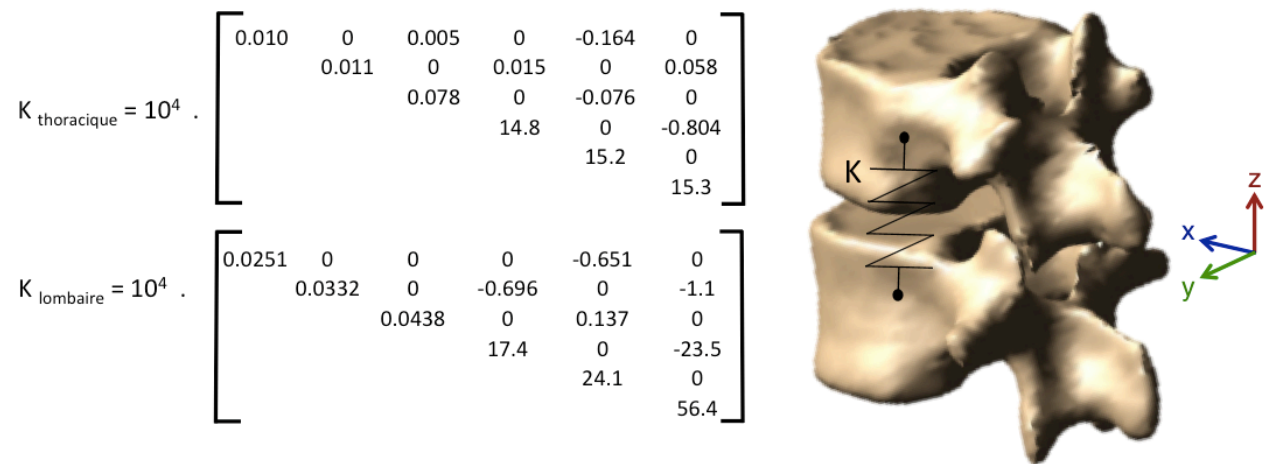


Figure 5-2 Modélisation des liaisons intervertébrales thoraciques et lombaires par des matrices de rigidité à six dimensions (exprimées en Newton, millimètres et radians)

Personnalisation mécanique

Dans un deuxième temps, la rigidité intervertébrale de chacune des courbures scoliotiques (proximale thoracique, thoracique, lombaire) a été personnalisée au patient grâce à l'exploitation du test d'inflexion latérale. L'inflexion latérale a été simulée en imposant le même déplacement à la vertèbre T1 que celui mesuré sur la radiographie en inflexion latérale (Petit et al., 2004). Les matrices de rigidité intervertébrale de chacune des trois courbures scoliotiques ont alors été affectées par un coefficient lors d'un processus d'optimisation par gradient conjugué (Fletcher-Reeves) visant à réduire la différence entre les angles de Cobb des courbures scoliotiques simulés et ceux mesurés sur les radiographies en inflexion latérale.

5.1.2 Modélisation de l'instrumentation

Implants

Les vis pédiculaires ont été modélisées comme des corps rigides en deux composantes: le corps et la tête (Figure 5-3). Une liaison cinématique adaptée au type de vis a été ajoutée pour créer la connexion corps-tête. Pour modéliser les vis uniaxiales, autorisant une rotation cranio-caudale de la tête par rapport au corps, une liaison pivot a été ajoutée. Les implants ont été positionnés automatiquement dans les pédicules selon la trajectoire d'insertion "straight forward" (Lehman Jr et al., 2003), puis leur position ajustée manuellement afin d'assurer l'alignement des implants les uns par rapport aux autres. La liaison os-implant a été modélisée par un ressort à six dimensions au niveau du point d'entrée de la vis. Les coefficients de la matrice de rigidité ont été issus des tests expérimentaux précédemment réalisés sur des vertèbres cadavériques au sein du laboratoire (Luce, 2004).

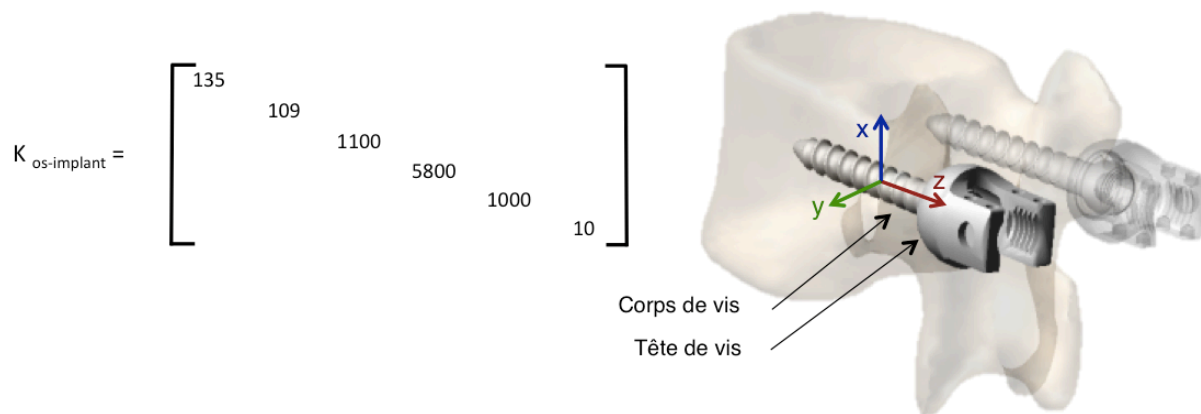
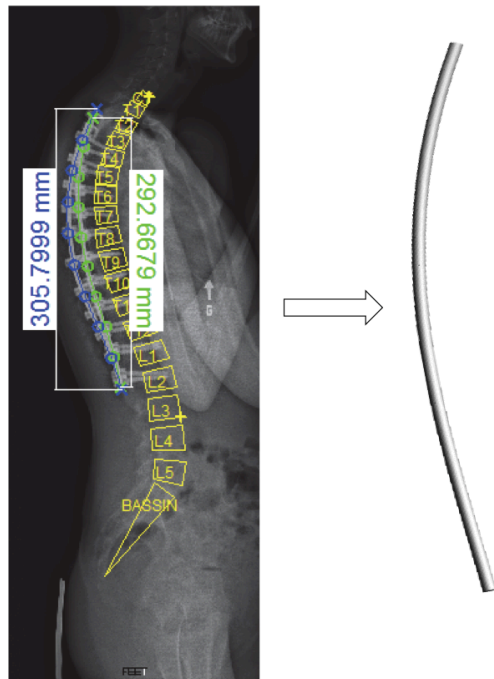


Figure 5-3 Modélisation de la liaison os-implant par une matrice de rigidité (exprimée en Newton, millimètres et degrés)

Tiges d'instrumentation



La géométrie des tiges a été reconstruite en se basant sur leur forme visible sur la radiographie latérale postopératoire. Sur la radiographie, 10 points ont été manuellement identifiés le long de la tige, et une fonction d'interpolation a permis d'obtenir le tracé de chaque tige. Les tiges ont ensuite été modélisées par une série de 40 segments rigides reliés par des éléments flexibles dont la rigidité était issue de la théorie des poutres de Timoshenko (seule la composante élastique a été considérée). Le matériau des tiges étant du Cobalt Chrome (CoCr), le module de Young a été fixé à 240 GPa et le module de cisaillement à 100 GPa, pour un diamètre de 5.5 mm.

Figure 5-4 Reconstruction de la géométrie des tiges à partir de la radiographie latérale postopératoire

5.2 Modélisation des manoeuvres de dérotation En Bloc et Segmentaire

Cette section présente la méthodologie suivie pour modéliser les manoeuvres de dérotation En Bloc et Segmentaire telles que pratiquées par deux chirurgiens orthopédistes. Cette modélisation a par la suite permis de simuler la chirurgie d'instrumentation des cinq cas de scoliose présentés dans l'article 3.

Méthodologie de modélisation des manœuvres de dérotation

La modélisation des manœuvres de dérotation vertébrale Segmentaire et En Bloc s'est appuyée sur la documentation des pratiques de deux chirurgiens experts (Figure 5-5): Dr. Richard Schwend, chirurgien orthopédiste au Children's Mercy Hospital de Kansas City (USA) pour la technique En Bloc, et Dr. Stefan Parent, chirurgien orthopédiste au CHU Sainte-Justine, pour la technique Segmentaire. Dans un premier temps, les manœuvres de dérotation ont été observées, puis analysées et décomposées en sous-étapes. Chaque sous-étape a été décrite en termes chirurgicaux et interprétée en termes d'actions mécaniques. En se basant sur cette description mécanique des dérotation, chaque sous-étape a été modélisée avec le logiciel d'ingénierie Adams View 2010 (MSC.Software Inc., Santa Ana, CA). Plusieurs variations dans l'exécution des manœuvres de dérotation ont été identifiées et également modélisées. Une fois modélisées, les simulations des manœuvres de dérotation ont été présentées et discutées avec les chirurgiens afin de confirmer la conformité de la modélisation à leur pratique (orientation des forces de dérotation, etc.).

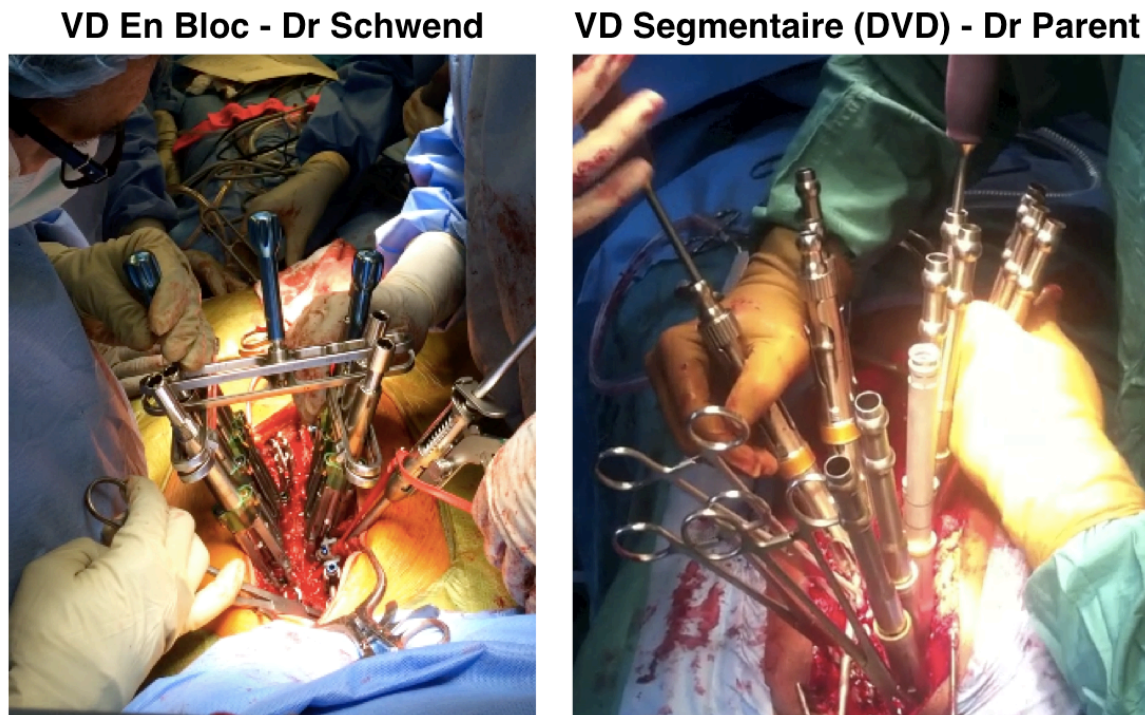


Figure 5-5 Extrait de la documentation vidéo des pratiques des manœuvres de dérotation

Résultats de modélisation des manoeuvres de dérotation

La modélisation des manoeuvres de dérotation issue de l'analyse de la documentation vidéo est illustrée à la Figure 5-6 pour la technique En Bloc, et à la Figure 5-7 pour la technique Segmentaire. Pour chaque dérotation, le montage de dérotation a été modélisé, fixé sur les implants d'intérêt, et l'application de forces de dérotation simulée. Le détail de la modélisation des dérotation En Bloc et Segmentaire est présenté dans le Tableau 5-1 (dérotation En Bloc) et le Tableau 5-2 (dérotation Segmentaire). Les sous-étapes des dérotation, identifiées suite à l'analyse de la documentation, sont décrites en termes chirurgicaux (colonne de gauche) et en termes d'ingénierie équivalents (colonne de droite). La modélisation des manoeuvres comporte plusieurs hypothèses et simplifications des actions mécaniques. Les liaisons entre les différentes composantes du montage (dérotateur-vis, pont bilatéral, pont unilatéral) ont été supposées parfaites, donc modélisées par des encastrements. Les ponts unilatéraux et bilatéraux n'ont pas été modélisés géométriquement, mais leur action a été représentée par la création de liaisons de fixité entre les dérotateurs.

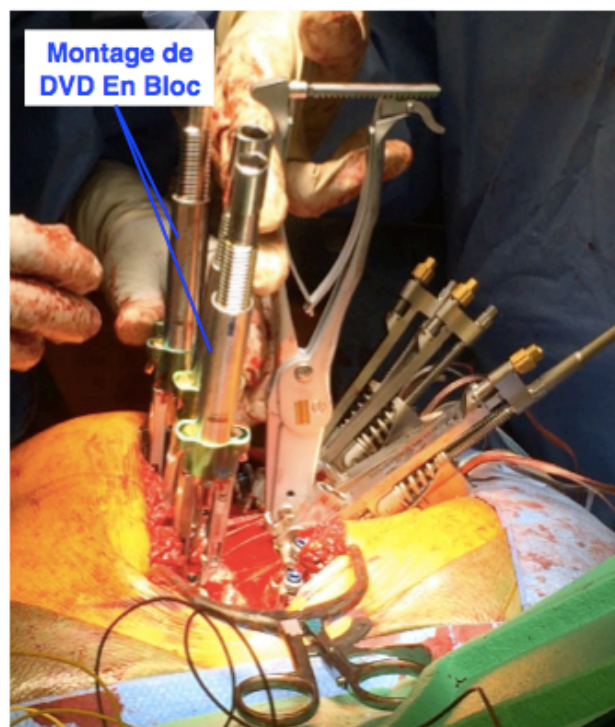
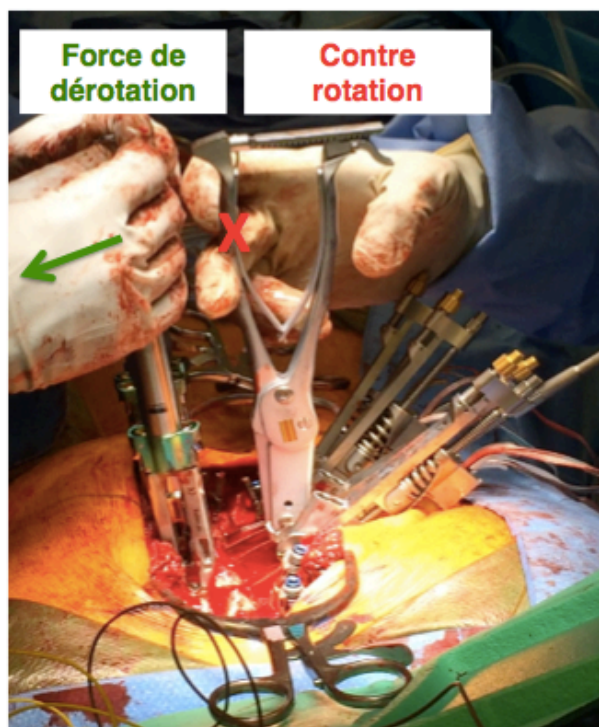
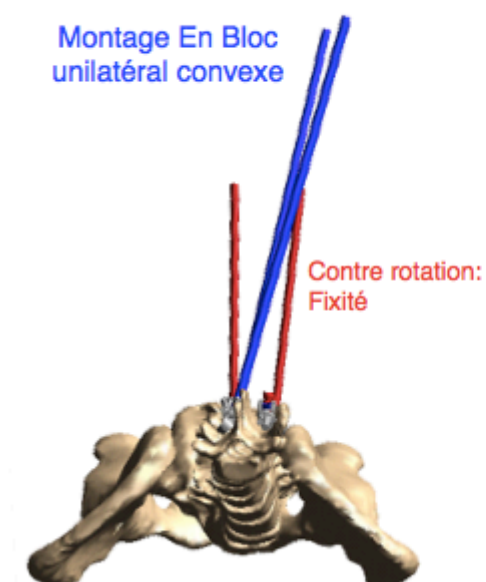
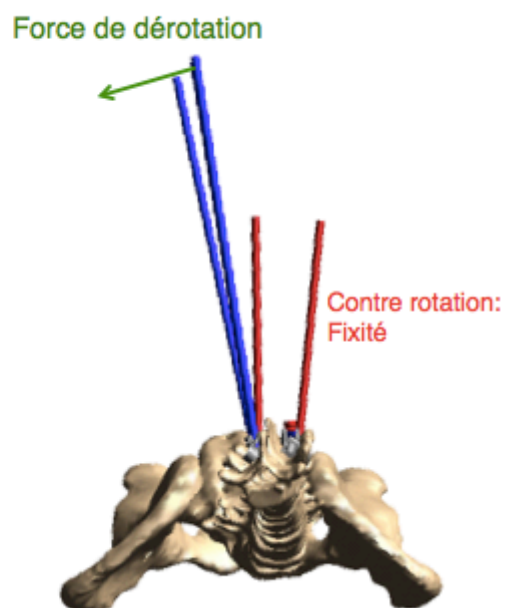
Avant VD En Bloc (unilatérale)**Après VD En Bloc (unilatérale)****Avant VD En Bloc (unilatéral)****Après VD En Bloc (unilatéral)**

Figure 5-6 Exemple d'analyse de documentation (haut) et modélisation de la dérotation En Bloc avec un montage unilatéral côté convexe (bas)

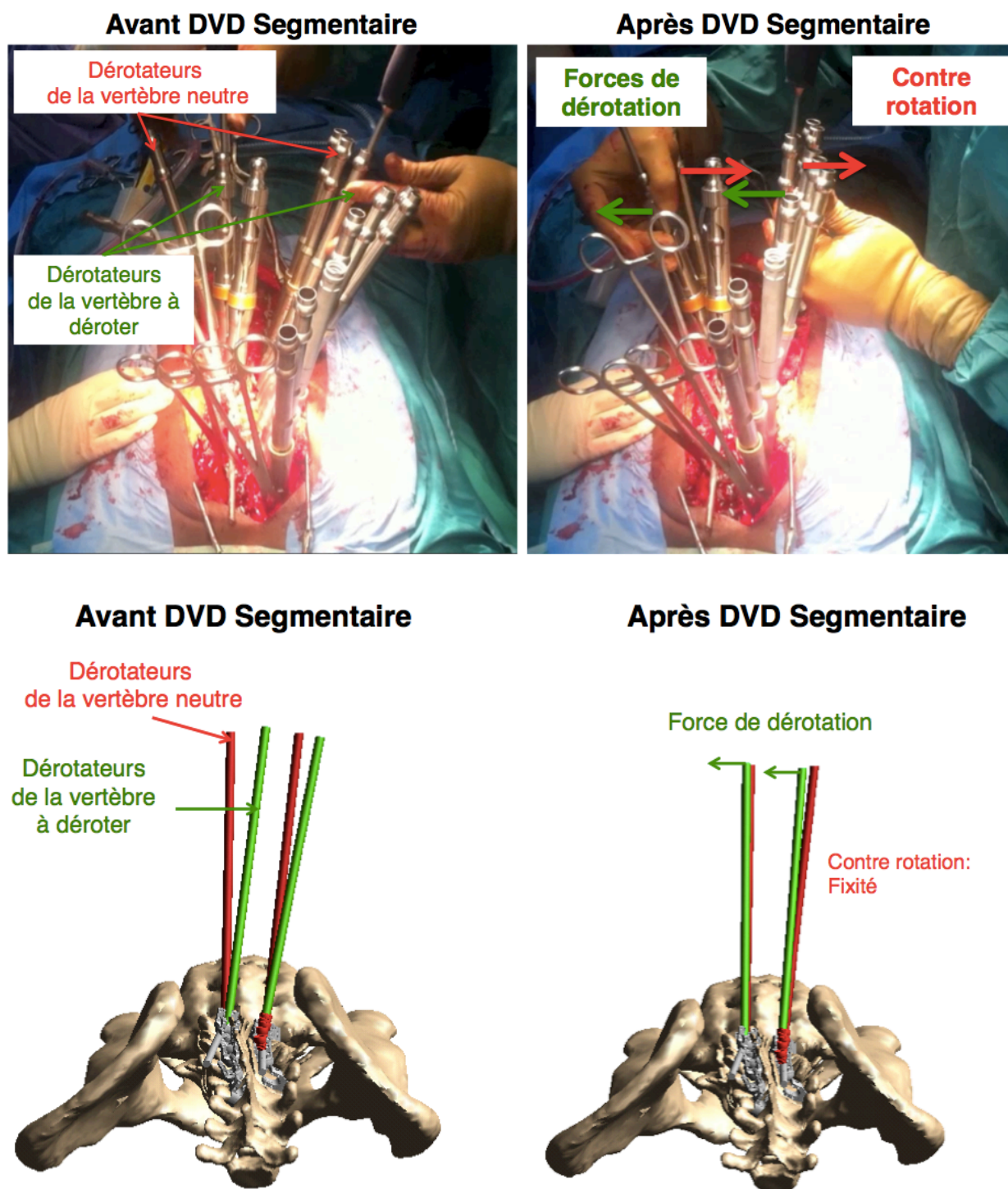


Figure 5-7 Exemple d'analyse de documentation (haut) et modélisation de la dérotation Segmentaire avec dérotateurs indépendants (bas)

Tableau 5-1 Description de la manoeuvre En Bloc en termes chirurgicaux et modélisation des étapes (* étape facultative)

Description chirurgicale		Description mécanique
Action du chirurgien		Modélisation des actions chirurgicales
Préparation de la dérotation En Bloc	Choix du segment vertébral apical à déroter	Identification des vis impliquées dans la dérotation
	Préparation du montage de dérotation	Création de cylindres rigides indéformables de 22 cm de longueur et de diamètre identique à celui des têtes de vis pour chaque vis incluse dans le montage – orienté selon l’axe de la vis
	Installation des dérotateurs	Liaison encastrement entre chaque cylindre et la tête de vis correspondante
	Installation d’un pont bilatéral * (Figure 5-8)	Liaisons encastrements entre les marqueurs au sommet des cylindres placés des côtés concave et convexe d’une même vertèbre
	Installation d’un pont unilatéral * (Figure 5-8)	Liaison encastrement entre les marqueurs au sommet des cylindres placés d’un même côté du rachis
Dérotation En Bloc	Dérotation dans le sens opposé à la déformation dans le plan transverse	<ul style="list-style-type: none"> • Identification de la vertèbre apicale • Application d’une force perpendiculaire au montage en son extrémité • Contrôle en déplacement : la force augmente linéairement jusqu’à ce que la vertèbre apicale atteigne la rotation axiale désirée
	Application d’une contre-torsion * : <ul style="list-style-type: none"> • « rod holder » ou • dérotateurs sur le niveau distal 	<ul style="list-style-type: none"> • Liaison de fixité entre le segment caudal de la tige concave et le bâti. ou • Liaison de fixité entre les cylindres placés sur la vertèbre distale et le bâti
	Maintien de la dérotation	Conservation de la force appliquée sur le montage
	Serrage des écrous sur la tige	Liaison encastrement entre les têtes de vis et le segment correspondant de la/les tige(s)
Fin de la dérotation	Relâchement de la dérotation	Suppression de la force appliquée sur le montage
	Relâchement de la contre-torsion *	Suppression de la liaison de fixité de contre-torsion
	Retrait du montage	Suppression des liaisons encastrement entre le cylindre et la tête de vis – suppression des cylindres

Tableau 5-2 Description de la manoeuvre de dérotation Segmentaire en termes chirurgicaux et modélisation des étapes (* étape facultative)

Description chirurgicale		Description mécanique
Action du chirurgien		Modélisation des étapes chirurgicales
Préparation de la dérotation Segmentaire	Point de départ de la dérotation - choix de la vertèbre neutre	Identification des vis impliquées dans la dérotation (vertèbre neutre et vertèbre adjacente supérieure)
	Préparation du montage	Création de cylindres rigides indéformables de 22 cm de longueur et de diamètre identique à celui des têtes de vis pour chaque vis impliquée dans la dérotation – orienté selon l’axe de la vis
	Installation des dérotateurs	Liaison encastrement entre chaque cylindre et la tête de vis correspondante
	Installation d’un pont bilatéral *	Liaisons encastrements entre les marqueurs au sommet des cylindres placés des côtés concave et convexe d’une même vertèbre
Dérotation du premier niveau vertébral	Dérotation dans le sens opposé à la déformation intervertébrale	<ul style="list-style-type: none"> • Application d’une force perpendiculaire aux dérotateurs (au sommet) • Contrôle en déplacement : la force augmente linéairement jusqu’à ce que la vertèbre supérieure atteigne la rotation axiale désirée
	Application d’une contre-torsion sur la vertèbre neutre	Liaison de fixité entre les cylindres placés sur la vertèbre neutre et le bâti
	Maintien de la dérotation	Conservation des forces appliquées sur le montage
	Serrage des écrous de la vertèbre dérotée sur la tige	Liaison encastrement entre les têtes de vis et le segment correspondant de la/les tige(s)
Fin de la dérotation du premier niveau	Relâchement de la dérotation	Suppression de la force appliquée sur le montage
	Désinstallation du montage	Suppression des liaisons encastrement entre le cylindre et la tête de vis – suppression des cylindres
Répétition du processus	Itération du processus sur le niveau adjacent supérieur	Répétition des étapes de modélisation sur le niveau adjacent supérieur

Dérotation En Bloc bilatérale

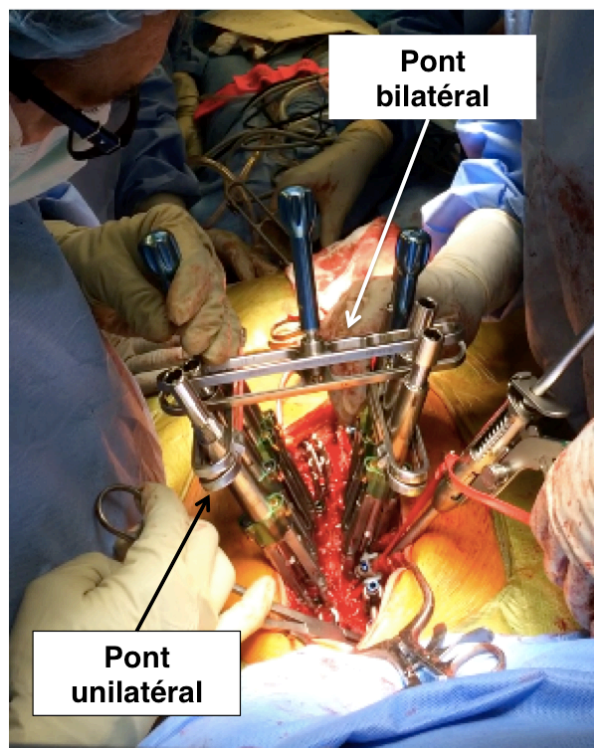


Figure 5-8 Ponts de liaison des dérotateurs pour la création d'un montage En Bloc: pont unilatéral et pont bilatéral

5.3 Modélisation et calibration des chirurgies avec dérotation

Cinq cas chirurgicaux opérés par Dr Parent avec la technique Segmentaire ont été rétrospectivement sélectionnés selon les critères d'inclusion présentés dans l'article 3 (section 6.2) afin de calibrer les simulations de chirurgie d'instrumentation. La calibration consiste à simuler les manœuvres chirurgicales afin d'obtenir des corrections 3D en adéquation avec celles obtenues lors des chirurgies. Le logiciel Adams View 2010 (MSC.Software Inc., Santa Ana, CA) a été utilisé pour simuler l'instrumentation chirurgicale du rachis par approche quasi-statique considérant que les effets inertiels, lors de l'exécution des manœuvres de correction, peuvent être négligés.

5.3.1 Étapes de simulation de la chirurgie d'instrumentation

La modélisation des étapes de la chirurgie d'instrumentation telle que pratiquée par Dr Parent est détaillée dans la section suivante :

- Insertion de la tige du côté concave (Figure 5-9)

La première tige est insérée dans les têtes de vis du côté concave en commençant par l'implant distal. Une contrainte de déplacement en translation et en rotation est imposée pour aligner le segment distal de la tige avec la tête de vis. Une liaison pivot est alors créée entre la tête de vis et le segment de tige, selon l'axe longitudinal de la tige. L'insertion dans les implants suivants se fait en imposant une contrainte de déplacement en translation et en rotation entre chaque tête de vis et le segment de la tige le plus proche. Une fois la tige insérée dans les têtes de vis, une liaison pivot glissant est créée.

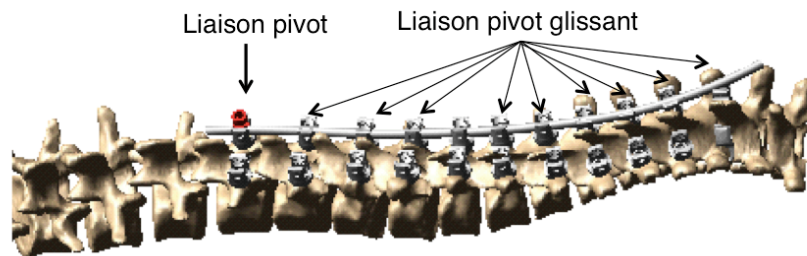


Figure 5-9 Modélisation de l'insertion de la tige dans les têtes de vis

- Manœuvre de rotation de la tige concave (Figure 5-10)

Un couple est appliqué sur le segment milieu de la tige, autour de son axe longitudinal. Ce couple augmente graduellement jusqu'à ce que la rotation atteigne environ 90° , transformant la courbure dans le plan frontal en courbure dans le plan sagittal, de telle sorte que la correction de l'angle de Cobb soit similaire à celle obtenue en chirurgie.

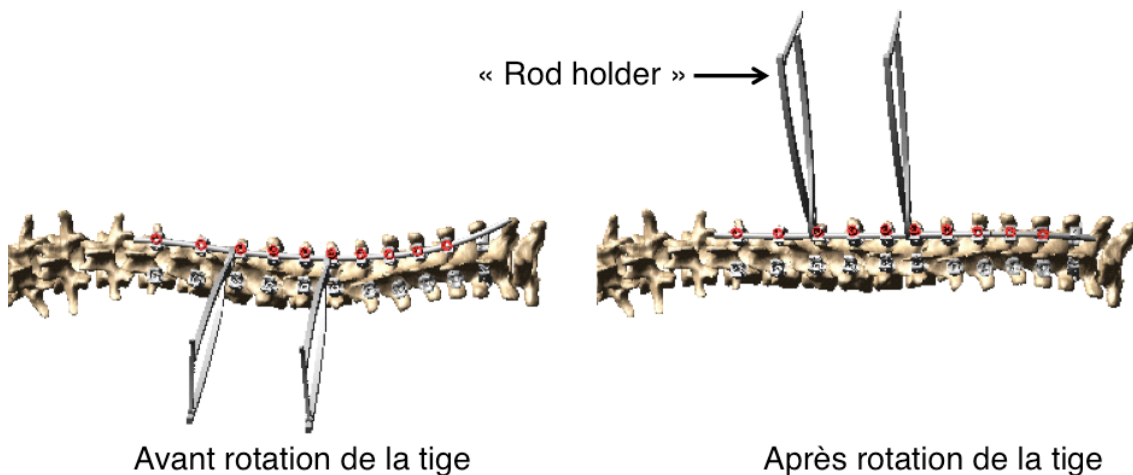


Figure 5-10 Modélisation de la manoeuvre de rotation de la tige vue dans le plan frontal

- Manœuvre de dérotation vertébrale directe Segmentaire (Figure 5-7)

La modélisation de la manoeuvre de dérotation Segmentaire a été présentée en détail à la section 5.2. dans le Tableau 5-2. Les dérotateurs, modélisés par des cylindres rigides fixés aux têtes de vis, sont installés sur la vertèbre neutre caudale et la vertèbre adjacente supérieure (vertèbre à

déroter). Une force de dérotation est appliquée au sommet des dérotateurs de la vertèbre à déroter, perpendiculairement orientée par rapport à l'axe des dérotateurs. L'amplitude de la force augmente linéairement jusqu'à ce que la vertèbre supérieure atteigne la rotation axiale désirée, tandis que les dérotateurs de la vertèbre neutre sont maintenus par une liaison de fixité avec le bâti pour assurer la contre-torsion. Les écrous des vis de la vertèbre dérotée sont serrés et les forces supprimées. Ce processus est répété sur le niveau adjacent supérieur, puis itérativement sur chaque niveau instrumenté jusqu'à atteindre la vertèbre craniale instrumentée.

- Serrage des implants (Figure 5-11)

La liaison pivot glissant entre la tête de vis et le segment de tige est remplacée par une liaison encastrement pour modéliser le serrage de l'implant sur la tige à l'aide d'un écrou.

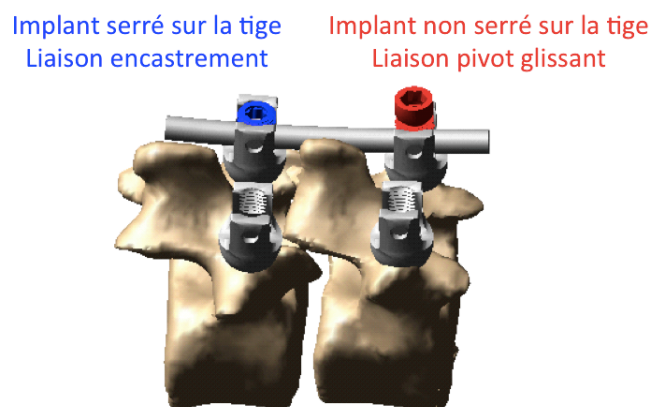


Figure 5-11 Modélisation du serrage des implants sur la tige

- Insertion de la tige du côté convexe : identique à l'insertion de la tige du côté concave

Conditions aux limites du modèle

Les conditions aux limites imposées au modèle permettent de simplifier la complexité de l'interaction entre le patient et la table d'opération. Le pelvis a été considéré fixe, à l'aide d'une liaison encastrement avec le système de référence. La vertèbre T1 était libre de translater dans l'axe longitudinal du rachis, permettant l'allongement du rachis observé lors de la chirurgie. Une

liaison linéaire annulaire a été créée entre la vertèbre T1 et le système de référence, avec une rigidité en rotation dans le plan transverse supplémentaire (rigidité intervertébrale).

5.3.2 Calibration des simulations de chirurgie

La simulation de la chirurgie d'instrumentation de chaque cas a nécessité une étape de calibration pour assurer l'adéquation entre les résultats de la simulation et la correction réelle obtenue en chirurgie.

Méthodologie de calibration des simulations de chirurgie

La méthodologie de calibration consiste à ajuster la valeur de plusieurs paramètres devant être approximés dans le processus de simulation. La valeur est ajustée itérativement jusqu'à obtenir l'adéquation entre les résultats de correction 3D simulés et ceux obtenus en chirurgie, soit une différence inférieure à 5° , considérée comme cliniquement non significative. Les paramètres ayant été approximés dans la simulation de la chirurgie sont les suivants :

- Le cintrage des tiges : le profil des tiges a été reconstruit à partir de la radiographie sagittale postopératoire. Afin d'anticiper l'aplatissement intraopératoire auquel la tige concave est sujette pendant les manœuvres chirurgicales (Cidambi et al., 2012) la courbure de la tige insérée du côté concave a été accentuée, jusqu'à ce que la cyphose postopératoire simulée corresponde à celle obtenue en chirurgie (différence $\leq 5^\circ$).
- L'angle de rotation de la tige : lors de la manœuvre de rotation de la tige, l'angle de rotation de la tige a été ajusté entre 80° et 110° de telle sorte que la correction de l'angle de Cobb soit similaire à celle obtenue en chirurgie (différence $\leq 5^\circ$).
- L'angle de dérotation vertébrale à chaque niveau de la dérotation Segmentaire: lors de la manœuvre de dérotation Segmentaire, l'angle visé pour la rotation axiale vertébrale a été ajusté en se basant sur le résultat postopératoire de telle sorte que la correction simulée soit représentative de la chirurgie réelle (différence $\leq 3^\circ$ pour chaque vertèbre instrumentée).

Résultats de calibration des simulations de chirurgie

Pour chaque cas scoliotique dont la chirurgie d'instrumentation a été simulée, le processus de calibration des gestes du chirurgien a permis de reproduire adéquatement la correction 3D engendrée, avec une différence inférieure à 5° entre les indices obtenus lors de la chirurgie réelle et la chirurgie simulée sur les segments instrumentés (Tableau 5-3). La Figure 5-12 illustre les rotations axiales des vertèbres T1 à L5 de chaque cas scoliotique à l'état préopératoire, postopératoire et simulé. La différence entre la rotation axiale simulée et celle postopératoire était inférieure à 3° pour chaque vertèbre instrumentée.

Tableau 5-3 Différence entre la correction chirurgicale réelle et simulée des indices radiographiques <5° pour les cinq cas scoliotiques (Torsion Méca. Cumul. : Torsion Mécanique Cumulative)

Cas	Indice (°)	Angle de Cobb	Cyphose Thoracique	Rotation Axiale Apicale	Torsion Méca.Cumu.
1	Preop	43	9	-22	43
	Postop réel	8	18	-7	16
	Postop simulé	11	18	-9	15
	Différence réel-simulé	3	0	-2	-1
2	Preop	52	10	-21	46
	Postop réel	17	17	-8	22
	Postop simulé	17	18	-9	27
	Différence réel-simulé	0	1	-1	5
3	Preop	62	28	-28	57
	Postop réel	17	20	-17	36
	Postop simulé	17	22	-16	39
	Différence réel-simulé	0	2	1	3
4	Preop	64	25	-15	31
	Postop réel	21	25	-5	13
	Postop simulé	16	26	-5	14
	Différence réel-simulé	-5	1	0	1
5	Preop	51	2	-18	35
	Postop réel	14	19	-10	20
	Postop simulé	16	15	-9	23
	Différence réel-simulé	2	-4	1	3

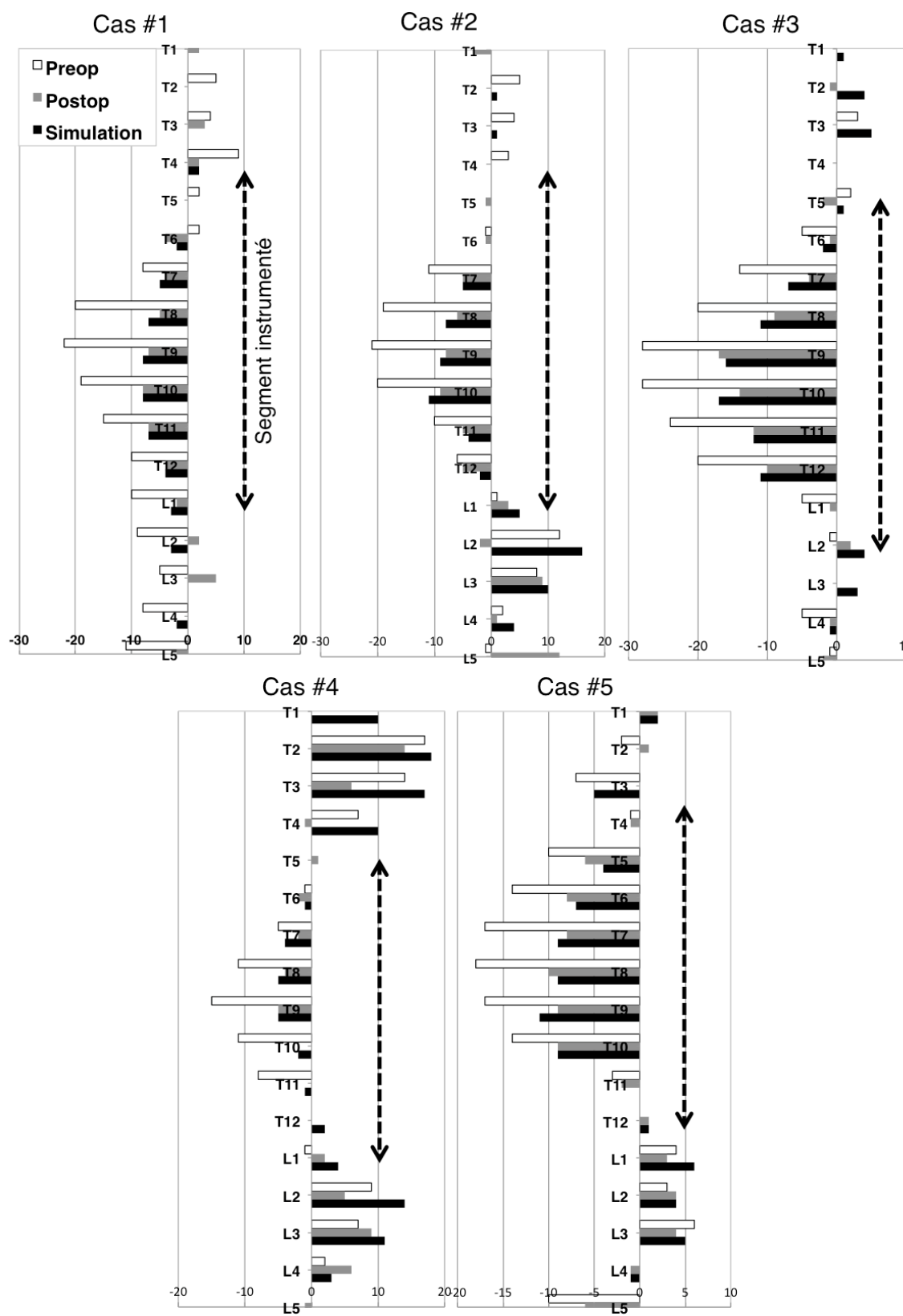


Figure 5-12 Rotations axiales vertébrales à l'état préopératoire, postopératoire et simulé pour les cinq cas scoliotiques

Les valeurs résultant de la calibration du paramètre « d'angle de dérotation vertébrale à chaque niveau de la dérotation Segmentaire » sont présentées dans le Tableau 5-4. La consigne de dérotation (valeur cible en degrés) et le moment médio-latéral (en Nm) résultant à l'interface implant-vertèbre sont spécifiés pour chaque niveau vertébral déroté. D'après le référentiel anatomique présenté à la section 2.1.1, un signe positif réfère à une rotation anti-horaire selon une vue crâniale du plan transverse. Ces résultats seront discutés dans la discussion générale de cette thèse afin d'évaluer la validité des simulations des manoeuvres de dérotation.

Tableau 5-4 Calibration de la consigne de rotation axiale pour la dérotation Segmentaire et moment médio-latéral résultant à l'interface implant-vertèbre (un signe positif réfère à une rotation anti-horaire selon une vue crâniale du plan transverse)

Cas	1		2		3		4		5	
Vertèbre dérotée	Consigne (°)	Moment (Nm)	Consigne (°)	Moment (Nm)	Consigne (°)	Moment (Nm)	Consigne (°)	Moment (Nm)	Consigne (°)	Moment (Nm)
T12	-4	3.8	-	-	-10	3.8	0	2.0	-	-
T11	-7	5.7	-5	12	-12	7.3	0	11.1	-2	1.0
T10	-5	9.5	-9	13	-13	15.2	0	8.3	-9	6.3
T9	-3	10.0	-8	7.3	-16	1.4	-5	5.4	-9	9.6
T8	0	6.5	-6	4.0	-9	0.6	-4	0.6	-10	2.5
T7	-4	-1.2	-5	-3.3	-4	0.1	-2	-2.8	-8	3.3
T6	-7	-1.8	-1	-6.9	-1	-11.8	-2	-5.7	-8	-2.5
T5	0	-0.3	-1	-2.9	-2	-22.0	1	-3.2	-6	-2.8
T4	2	-5.4	0	-2.2	-	-	-	-	-1	-3.2
Moy.	-3	7.9	-4	5.8	-8	7.1	-2	4.3	-7	3.5

Les simulations de la dérotation Segmentaire ont montré que le sens de manipulation de la vertèbre dérotée s'inversait une fois que la dérotation Segmentaire dépassait la vertèbre apicale (inversion du sens du moment à l'interface implant-vertèbre montré dans le Tableau 5-4). (Figure 5-13). Ce phénomène s'observait également lors de la chirurgie d'instrumentation avec dérotation Segmentaire.

Dérotation d'un niveau inférieur à l'apex



Dérotation d'un niveau supérieur à l'apex

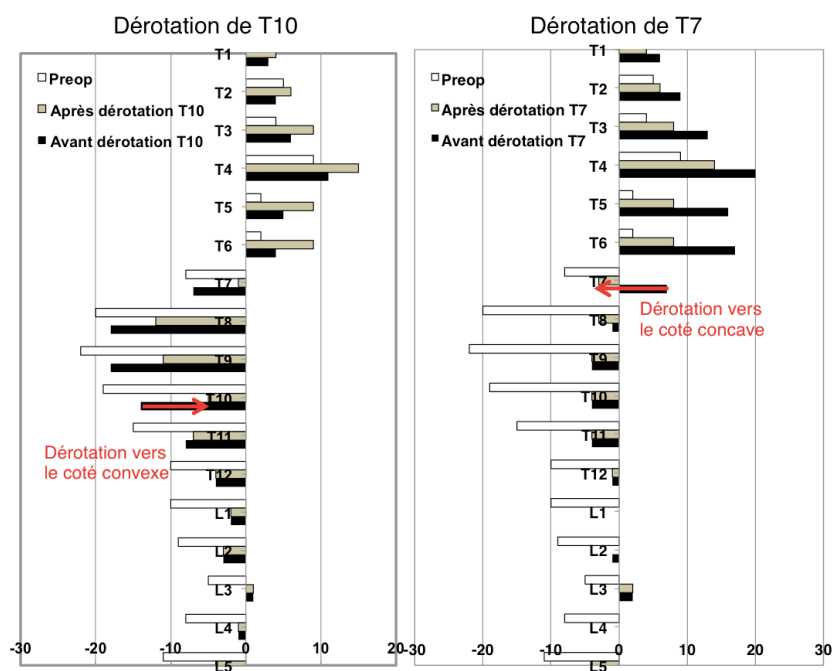


Figure 5-13 Inversion du sens de la dérotation au fur et à mesure la dérotation Segmentaire (sens distal vers proximal)

5.4 Vérification et validation des simulations de dérotation

A la section 5.3, le modèle numérique a pu être calibré afin de simuler des corrections 3D en adéquation avec celles obtenues lors des chirurgies. Une validation directe de la simulation de chirurgie à partir de la comparaison des résultats de correction simulés et postopératoires n'est toutefois pas possible car les résultats chirurgicaux postopératoires ont eux-mêmes été utilisés pour calibrer la simulation. Compte tenu des questions de recherches de ce projet, la crédibilité du modèle biomécanique pour comparer l'impact des différentes manœuvres de dérotation sur les efforts supportés par les implants et la correction doit être établie. Ainsi, l'objectif de cette section est de confronter la simulation des manœuvres de dérotation avec des données expérimentales de forces et correction, *in vitro* rapportées dans la littérature et *in vivo* mesurées intraopérativement dans le cadre de ce projet.

5.4.1 Comparaison des efforts supportés par différents montages de dérotation Segmentaire et En Bloc

L'étude expérimentale « Biomechanical Analysis of Derotation of the Thoracic Spine Using Pedicle Screws » a servi à comparer les efforts à l'interface os-implant générés par différents types de montages de dérotation (Cheng et al., 2010).

Méthodologie

Un segment vertébral T4-T9 instrumenté de vis pédiculaires bilatéralement a été modélisé selon la méthodologie présentée à la section 5.1. Une condition d'encastrement a été appliquée sur les corps vertébraux afin de reproduire la méthodologie expérimentale de l'étude de référence, où les segments vertébraux cadavériques étaient encastres dans un support en résine. Les six systèmes de dérotation suivants testés dans l'étude expérimentale ont été modélisés (voir Section 5.2) :

- 1M - montage Segmentaire unilatéral concave: un dérotateur placé sur la vis de gauche (côté concave de la courbure) d'une vertèbre T4 manipulé en appliquant une force orientée médialement
- 1L - montage Segmentaire unilatéral convexe : un dérotateur placé sur la vis de droite (côté convexe de la courbure) d'une vertèbre T4 manipulé en appliquant une force orientée latéralement
- 2 - montage Segmentaire bilatéral : deux dérotateurs placés sur les vis droite et gauche d'une vertèbre T5 et liés bilatéralement par un pont
- 3M- montage En Bloc unilatéral concave: 4 dérotateurs placés unilatéralement sur les vis de gauche des vertèbres T6-T9 et liés ensemble. Manipulés en appliquant une force orientée médialement
- 3L - montage En Bloc unilatéral convexe : 4 dérotateurs placés unilatéralement sur les vis de droite des vertèbres T6-T9 et liés ensemble. Manipulés en appliquant une force orientée latéralement
- 4 - montage En Bloc bilatéral : 8 dérotateurs placés les vis des vertèbres T6-T9, liés unilatéralement et bilatéralement (Figure 5-14)

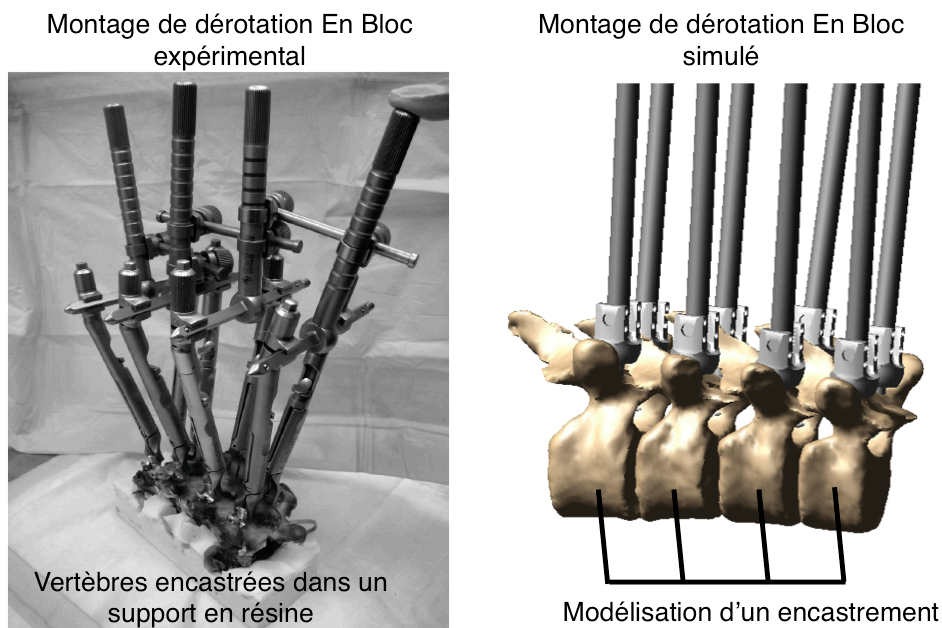


Figure 5-14 Reproduction de l'expérimentation en simulation numérique (adapté de Cheng et al., 2010)

Un test de dérotation a été simulé avec chacun des six systèmes par l'application d'une force sur le système de dérotation, orientée selon une manoeuvre de dérotation typique. La force moyenne appliquée dans les tests de l'étude expérimentale (60N) a été simulée sur chaque système de dérotation, et les chargements moyens résultants à l'interface os-implant extrait de la simulation. L'étude expérimentale ne rapporte pas directement les chargements résultants sur les implants, mais la force appliquée sur chaque système de dérotation induisant la rupture de l'interface implant-vertèbre. Puisque le phénomène de rupture des structures n'était pas inclus dans le modèle numérique, une comparaison directe du moment appliqué sur le système menant à la rupture n'était pas possible. Cependant, en faisant l'hypothèse que le moment à l'interface os-implant menant à la rupture est constant, la capacité relative des systèmes de dérotation à induire une rupture peut être comparé dans les tests de simulations et expérimentaux.

Résultats

La Figure 5-15 présente le moment médio-latéral moyen à l'interface implant-vertèbre résultant de la simulation lorsqu'une force de 60N était appliquée sur les systèmes de dérotation et le moment moyen appliqué sur les six systèmes de dérotation menant à la rupture reporté expérimentalement. La simulation montre que le moment appliqué sur le système de dérotation est également réparti entre les différents points d'ancrage, résultant en un moment médio-latéral identique sur chaque implant (d'où l'absence de déviation standard sur le graphique).

En simulation, lorsqu'une force de 60N est appliquée sur le système de dérotation, le moment résultant à l'interface implant-vertèbre avec le système 2 représente 41% de celui avec le système 1, 25% avec le système 3, 10% avec le système 4. Dans l'étude expérimentale, le moment appliqué sur le système menant à la rupture de l'interface implant-vertèbre avec le système 1 représente 42% de celui avec le système 2, 22% avec le système 3, 12% avec le système 4.

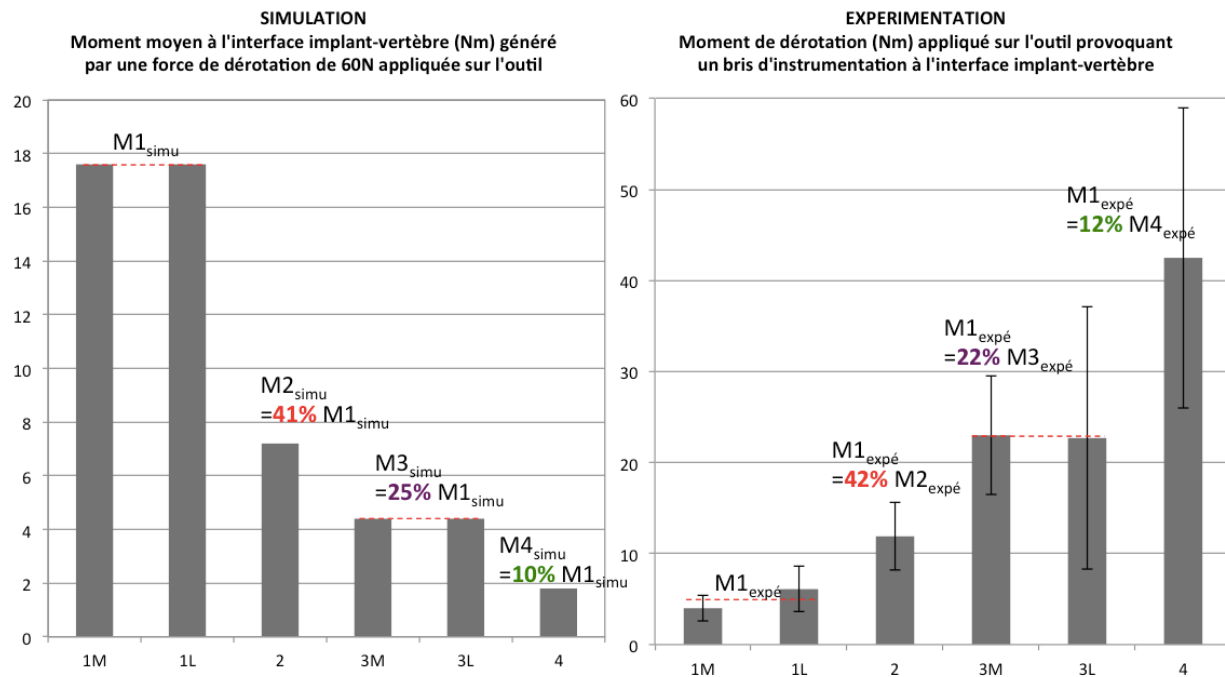


Figure 5-15 Le moment à l'interface implant-vertèbre diminue quasi-linéairement avec le nombre de dérotateurs utilisé en simulation - le moment à la rupture de l'interface implant-vertèbre augmente quasi linéairement avec le nombre de dérotateurs utilisés expérimentalement

Interprétation

La simulation montre que le moment médio-latéral généré à l'interface os-implant pour un même moment de dérotation diminue également quasi-linéairement avec le nombre de dérotateurs manipulés. L'étude expérimentale conclut que le moment appliqué sur le système de dérotation menant à la rupture augmente quasi linéairement avec le nombre de dérotateurs manipulés. En faisant l'hypothèse que le moment à l'interface os-implant menant à la rupture est constant, les résultats de l'étude numérique sont en adéquation avec ceux de l'étude expérimentale. Ainsi, la modélisation des différents montages pour comparer relativement des efforts générés sur les implants par les systèmes de dérotation est validée indirectement par cette étude expérimentale.

Les conditions aux limites d'encastrement des vertèbres imposées par la réalisation de cette étude expérimentale *in vitro* ne permette pas de reproduire le comportement *in vivo* du rachis soumis à

une manœuvre de dérotation, car les joints intervertébraux (disques, facettes articulaires, ligaments) ne sont pas sollicités lors de la manipulation (Annexe A).

L'étude expérimentale de Borkowski et al. (2016) adresse ce point méthodologique avec l'utilisation d'un montage de dérotation « En Bloc » sur un rachis cadavérique où seules les vertèbres limites sont encastrées.

5.4.2 Comparaison de la correction et de la répartition des efforts dans les dérotateurs lors d'une manoeuvre En Bloc

Afin de vérifier le comportement du modèle en terme de correction de la rotation et de répartition des efforts dans les différents implants impliqués dans une manœuvre En Bloc, une étude a été conduite pour simuler l'application d'une dérotation En Bloc de la même manière que dans l'étude expérimentale de Borkowski et al « Strength of Thoracic Spine Under Simulated Direct Vertebral Rotation: A Biomechanical Study » (Borkowski et al., 2016). Dans cette étude, la correction de rotation axiale et la répartition des efforts dans les différents niveaux vertébraux a été comparée aux résultats expérimentaux publiés.

Méthodologie

Un segment rachidien T1-T12 instrumenté de vis pédiculaires bilatéralement sur les vertèbres T7-T10 a été modélisé selon la méthodologie présentée à la section 5.1 pour reproduire l'étude expérimentale de Borkowski et al. (2016). Une liaison encastrement a été définie entre le bâti et les vertèbres T11-T12 pour modéliser le support de résine de l'étude expérimentale. Le système de dérotation En Bloc bilatéral a été modélisé et fixé sur les huit implants des vertèbres T7-T10 (Figure 5-16). La condition à la vertèbre T1 n'étant pas spécifiée dans l'article, T1 a été encastrée également. Un moment de 33.3 Nm (soit une force de 111N avec un bras de levier de 30 cm) a été appliqué sur le système de dérotation afin de reproduire l'étude expérimentale. Dans la simulation, la correction de la rotation intervertébrale au niveau des vertèbres T10-T11 a été mesurée, ainsi que les moments médio-latéraux supportés par les implants. L'étude expérimentale reporte, à l'aide de jauges de contraintes placées sur chacune des barres transversales liant les vis

placées des côtés concave et convexe de chaque vertèbre, la force transmise à chaque niveau vertébral lors de la manœuvre (Figure 5-16).

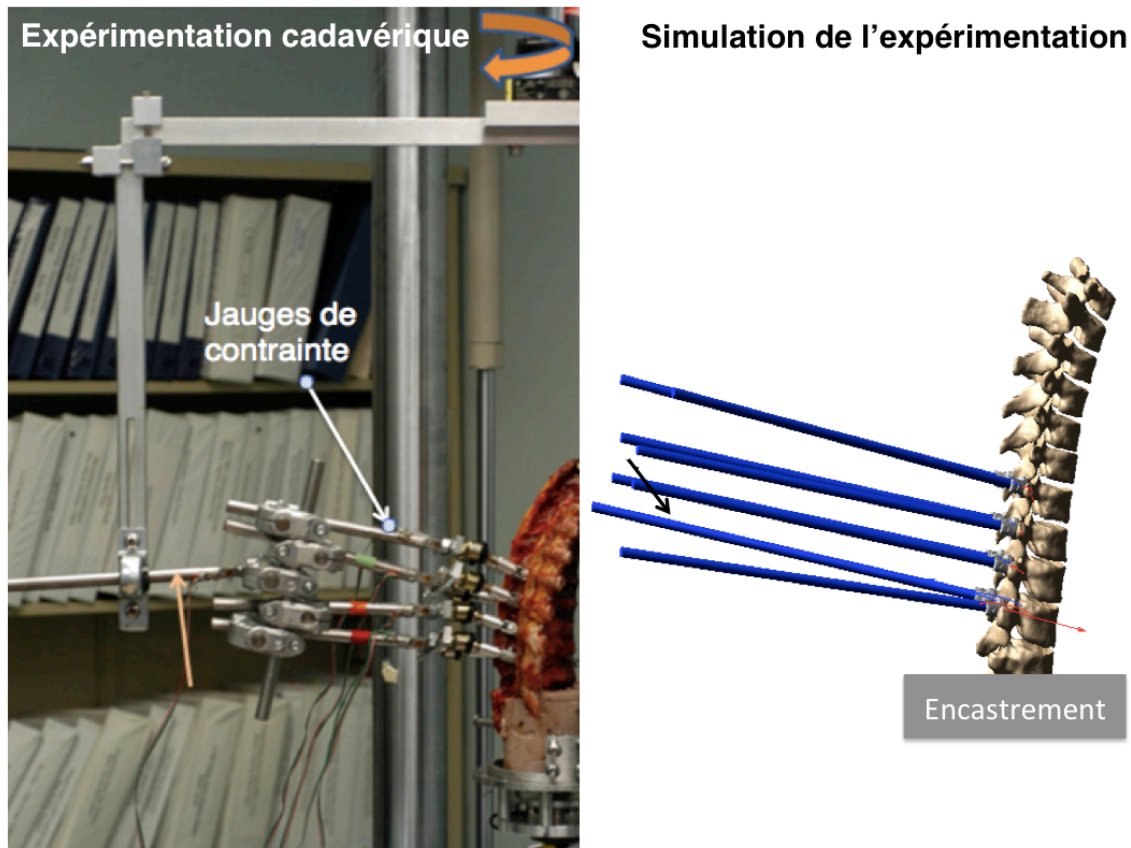


Figure 5-16 Reproduction de l'expérimentation en simulation numérique

Résultats

- Correction de la rotation intervertébrale :

La rotation intervertébrale T10-T11 résultant de l'application d'un moment de 33.3 Nm sur le montage de dérotation En Bloc était de 11° en simulation vs. 11.6° (SD 5.6°) en expérimental.

- Répartition des efforts dans les différents niveaux vertébraux impliqués dans le montage :

Le Figure 5-17 reporte le moment médio-latéral moyen sur les implants des niveaux vertébraux

T7 à T10 lors de la simulation de la dérotation et la force transmise aux niveaux vertébraux T7 à T10 lors de l'expérimentation. Le bras de levier entre les jauges de contraintes et les implants n'étant pas connu, la force expérimentale ne pouvait être convertie en moment au niveau des implants pour une comparaison directe des résultats expérimentaux et de simulation. Cependant une évaluation qualitative de la répartition des forces et moments entre les différents niveaux vertébraux montre un phénomène que l'on retrouve dans les résultats de simulation et expérimentaux : une répartition inégale de la force appliquée sur le système complet dans les différents niveaux vertébraux impliqués dans la dérotation,

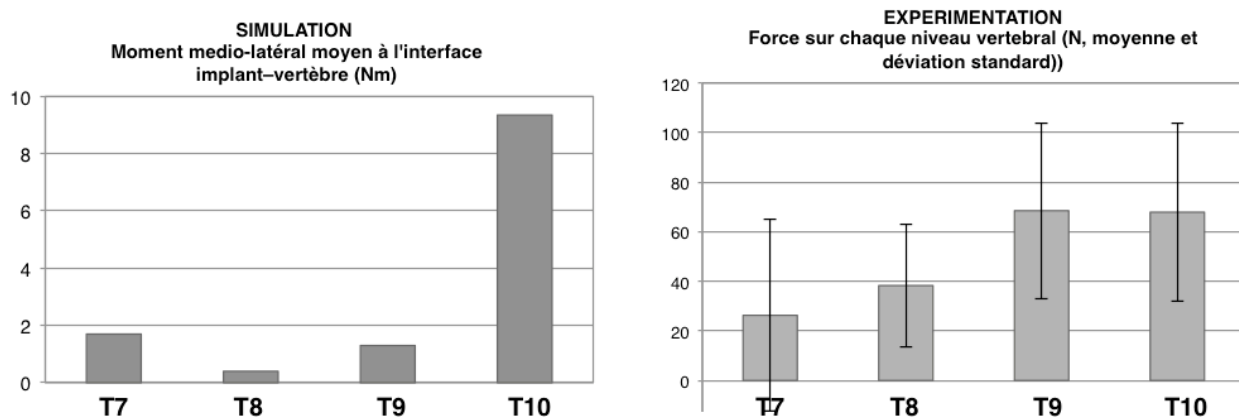


Figure 5-17 Répartition inégale du moment et de la force appliqués sur le montage de dérotation En Bloc dans les différents niveaux vertébraux du montage, simulé vs. mesuré expérimentalement (Borkowski et al., 2016)

Interprétation et limites

La simulation a montré être adéquate pour évaluer la correction de la rotation engendrée par une dérotation En Bloc, avec une différence de 0.6° (SD 5.6°) entre la simulation et les résultats expérimentaux. En outre, la simulation, tout comme l'expérience de référence, montre que les montages de type En Bloc ne permettent pas de répartir équitablement les efforts entre différents implants utilisés par le montage, et provoquent une concentration de contrainte sur les vertèbres limites du montage, proches de l'encastrement. Cependant, cette répartition inégale était plus importante dans la simulation, ce qui peut être attribué aux simplifications du modèle

biomécanique, tel l'absence d'éléments qui créent une rigidité supplémentaire entre chaque vertèbre au milieu du montage et le reste du rachis (ligaments, etc). En outre, les systèmes de dérotation ne sont pas parfaitement rigides comme modélisés, il existe des jeux entre les différentes pièces composant le système et des tassements osseux à l'interface implant-vertèbre, ce qui a pour effet de limiter la concentration des contraintes et répartir les efforts dans le montage.

5.4.3 Comparaison de l'effort appliqué sur un dérotateur durant une manœuvre de dérotation Segmentaire

Les conditions aux limites imposées pour la réalisation d'expériences cadavériques *in vitro* ne permettent pas de reproduire le comportement biomécanique du rachis *in vivo* avec exactitude (Annexe A). La nécessité de valider la modélisation des manœuvres de dérotation dans le cadre d'une chirurgie a poussé au développement d'un outil permettant de mesurer intra-opérativement les efforts appliqués par le chirurgien sur les dérotateurs durant la dérotation Segmentaire, et enregistrer l'angle de dérotation vertébrale résultant (Annexe B).

Un outil, baptisé "Scolioload", a été développé avec comme objectif de mesurer les efforts appliqués par le chirurgien sur le dérotateur durant la manœuvre de dérotation Segmentaire, et enregistrer l'angle de dérotation vertébrale résultant. Le détail du développement et de la conception de cet outil est présenté à l'annexe B. Le résumé des spécifications techniques du Scolioload est présenté dans le Tableau 5-5 :

Tableau 5-5 Spécifications du Scolioload

SPÉCIFICATIONS	Mesure de la Force	Mesure de la Rotation
Unité de mesure	Newton (N)	Degrés (°)
Vitesse d'acquisition	100 Hz	30 Hz
Plage de mesure	0N – 90N	0° - 80°
Précision de la mesure	0.75 N (erreur max 3 N)	0.8° (erreur max 1.7°)

L'approche expérimentale envisagée pour mesurer les efforts appliqués sur le dérotateur durant une manœuvre de dérotation Segmentaire et la fonctionnalité de l'outil ont été testées sur un premier cas chirurgical de SIA lombaire. Les enregistrements ont permis d'obtenir des premiers résultats intra-opératoires.

Méthodologie d'enregistrements intra-opératoires

Le Scolioload a été testé avec succès sur un premier cas chirurgical. La patiente présentait une scoliose lombaire avec un angle de Cobb T12-L3 de 41° (Figure 5-18)

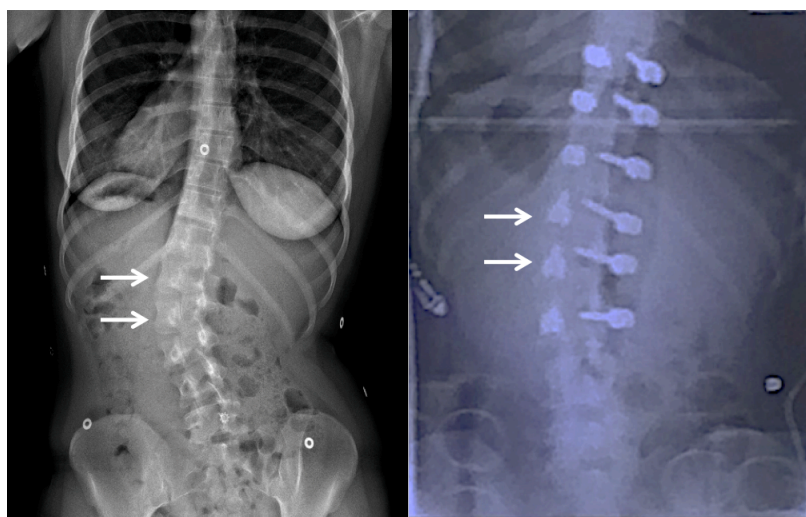


Figure 5-18 Vertèbres dérotées pointées par les flèches sur les radiographies coronales preopératoire et peropératoire

Le cas a été instrumenté par abord postérieur sur le segment T10-L3, et les vertèbres L1 et L2 ont été manipulées par une manoeuvre de dérotation équipée du Scolioload. Les efforts appliqués sur les dérotateurs des vertèbres L2 puis L1 ont été enregistrés et l'évolution de la rotation mesurée sur la vidéo de la chirurgie (Figure 5-19).

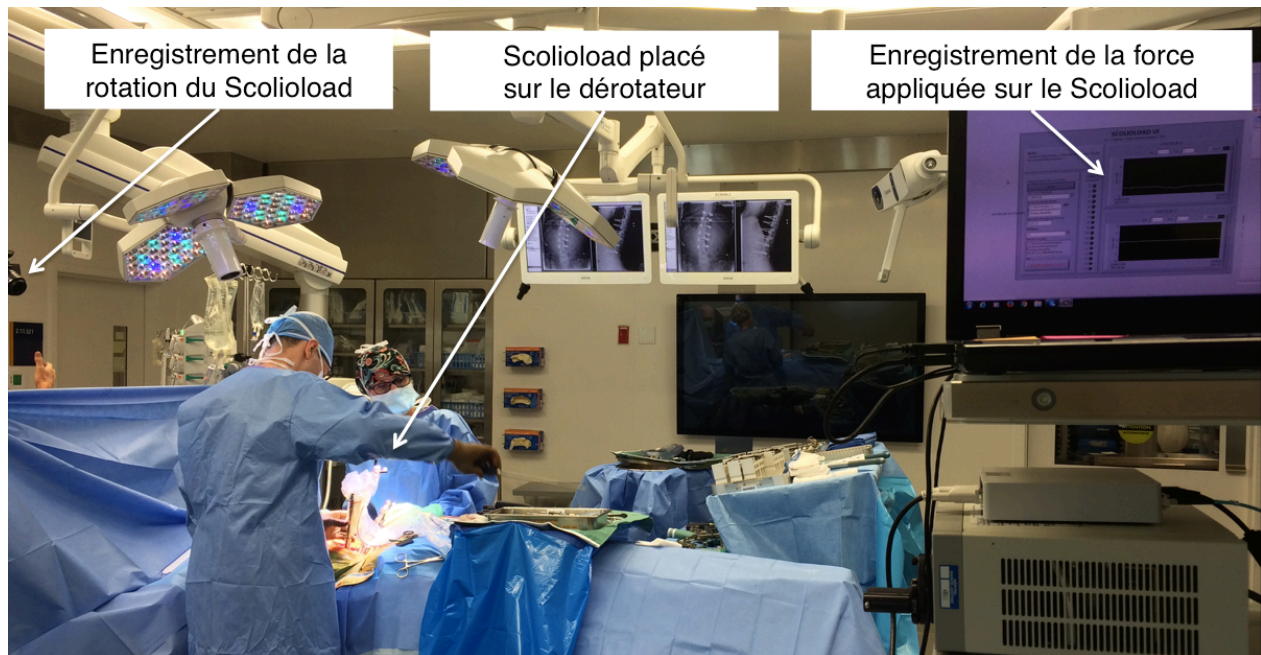


Figure 5-19 Utilisation du Scolioload sur un cas chirurgical

Résultats d'enregistrements intra-opératoires

L'intégralité des données mesurées intra-opérativement sur les vertèbres L1 et L2 est rapportée à l'annexe B. La force appliquée en chirurgie sur un dérotateur a atteint jusqu'à 110 N au niveau du capteur. Considérant un bras de levier de 20 cm (distance entre le capteur et la tête de l'implant), cette force résulte en un moment de 22 Nm à l'interface implant-vertèbre. Les moments simulés (jusqu'à 22Nm ; cf. section 5.3.2) sont en adéquation avec les moments mesurés. Ce premier enregistrement confirme l'ordre de grandeur des moments appliqués sur les implants dans les simulations numériques de dérotation.

5.5 Étude de sensibilité du modèle numérique

Une étude de sensibilité sur certains paramètres du modèle biomécanique a été réalisée afin de vérifier que les approximations de modélisation n'affectent pas les conclusions de l'étude numérique présentée dans l'article 3, permettant ainsi une analyse et comparaison adéquates entre les manœuvres En Bloc et Segmentaire. L'influence du paramètre de rigidité de l'interface

implant-vertèbre et celui de la rigidité intervertébrale sur les efforts supportés par l'instrumentation pendant la dérotation a été investiguée.

1) Rigidité de l'interface implant vertèbre

La rigidité de l'interface implant-vertèbre intégrée dans le modèle a été adaptée à partir de tests expérimentaux réalisés au sein du laboratoire sur des vertèbres cadavériques. Cependant, la rigidité de cette interface peut varier selon le type de vis (filet, diamètre, trajectoire d'insertion et la qualité de l'os) (Bianco, 2015). Une analyse de sensibilité a été effectuée afin d'évaluer l'influence de la rigidité de l'interface os-implant sur la répartition des efforts d'arrachement (axiaux) et les moments de balayage (médio-latéral), efforts critiques supportés par l'instrumentation durant les dérotations En Bloc et Segmentaire. Les valeurs de rigidité testées étaient basées sur les valeurs extrêmes des rigidités extraites des études de la littérature.

Méthodologie

Quatre combinaisons de rigidité de l'interface os-implant issues de la littérature ont été testées dans le modèle (Tableau 5-6). Une force de dérotation de 60 N a été appliquée avec un bras de levier de 30 cm sur une montage de type Segmentaire bilatéral et un montage En Bloc bilatéral (4 niveaux), montages induisant des efforts d'arrachement et des moments de balayage. Les vertèbres étaient maintenues encastées pendant l'application de la force.

Tableau 5-6 Combinaisons des rigidités de l'interface os-implant simulées

Simulation	Rigidité en translation axiale (arrachement) N/mm	Rigidité en rotation medio-latérale (balayage) Nmm/°
1	1100 (Inceoglu et al., 2004)	5800 (Luce, 2004)
2	1110 (Inceoglu et al., 2004)	11000 (Bianco, 2015)
3	2700 (Abshire et al., 2001)	5800 (Luce, 2004)
4	2700 (Abshire et al., 2001)	11000 (Bianco, 2015)

Résultats

Les efforts axiaux et les moments médio-latéraux moyens sur les implants sont présentés dans la Figure 5-20. La rigidité de l'interface os-implant impactait la répartition des efforts et moments supportés par les implants, ainsi que leur valeur absolue. En revanche, le pourcentage relatif d'augmentation ou de diminution de la force d'arrachement ou du moment de balayage d'un montage comparativement à l'autre restait similaire (différence <5%).

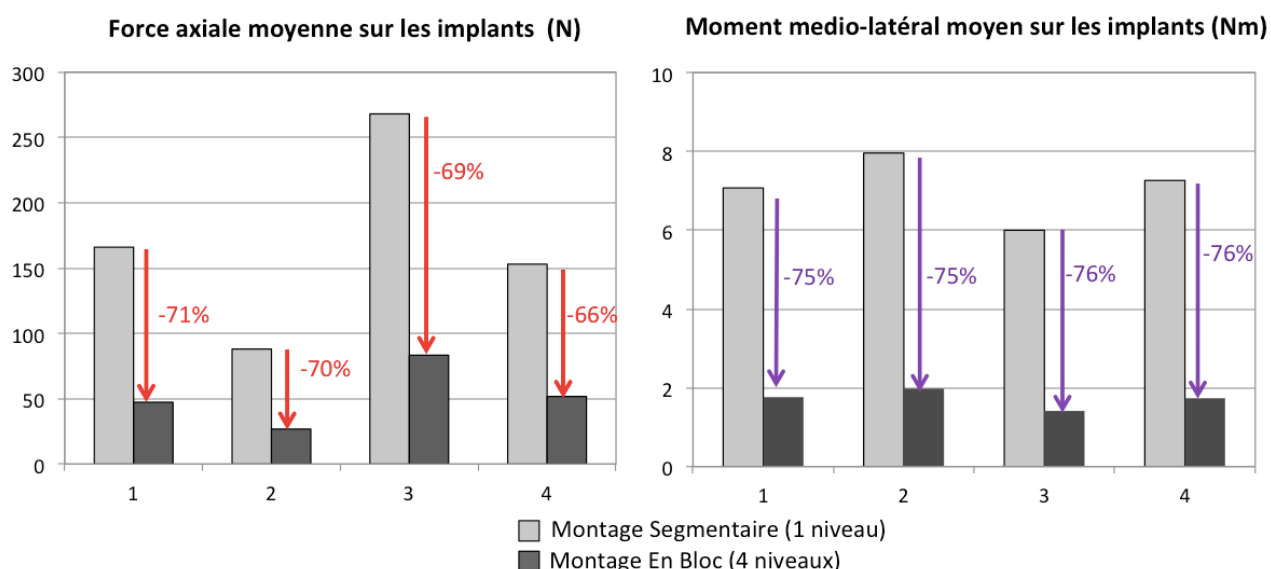


Figure 5-20 Force axiale et moment médio-latéral supportés par les implants avec les techniques Segmentaire et En Bloc pour les quatre cas de rigidités os-implant

2) Rigidité intervertébrale

La rigidité intervertébrale a été modélisée à partir de données de la littérature puis personnalisée au patient en évaluant la flexibilité des courbures scoliotiques grâce à des tests en inflexion latérale. Cependant ces tests sont peu reproductibles et peuvent introduire des erreurs lors de l'évaluation de la réductibilité des courbures. En outre, certains chirurgiens pratiquent des ostéotomies durant la chirurgie dans l'objectif de rendre le rachis plus flexible et ainsi faciliter la manipulation des vertèbres durant les manoeuvres de correction. Une augmentation d'en

moyenne 20% de l'amplitude de mouvement vertébral en rotation axiale d'un segment cadavérique suite à une ostéotomie de type Ponte a été reportée par plusieurs études (Wang et al., 2015; Wiemann et al., 2011). Une analyse de sensibilité a été effectuée afin d'évaluer l'influence de la rigidité intervertébrale sur la correction 3D et les efforts supportés par l'instrumentation durant les dérotations En Bloc et Segmentaire.

Méthodologie

Trois rigidités intervertébrales ont été testées avec le modèle pour un même patient : la matrice de rigidité de référence (Panjabi et al., 1976), la rigidité de référence diminuée de 20% (ref-20%) et la rigidité de référence augmentée de 20% (ref+20%) en se basant sur l'étude de Wang et al. (2015). L'influence de la variation de ce paramètre sur la correction 3D et les efforts supportés par l'instrumentation durant les simulations des manœuvres Segmentaire et En Bloc a été investiguée sur le cas #1 de l'article 3. Les simulations des manœuvres En Bloc et Segmentaire présentées en détail dans l'article 3 ont été réitérées en modifiant uniquement la rigidité intervertébrale. La sensibilité du modèle a été évaluée en termes de correction 3D simulée et d'efforts supportés par l'instrumentation durant les dérotations En Bloc et Segmentaire.

Résultats

Les corrections 3D obtenues au travers des simulations avec les 3 rigidités intervertébrales sont reportées dans le Tableau 5-7. L'impact de la modification de la rigidité intervertébrale sur l'angle de Cobb, la cyphose, la AVR et la Torsion Mécanique Cumulative était inférieur à 3°. La rigidité intervertébrale impactait la répartition des efforts et moments supportés par les implants, ainsi que leur valeur absolue (Figure 5-21). En revanche, le pourcentage relatif d'augmentation ou de diminution de la force d'arrachement ou du moment de balayage d'un montage comparativement à l'autre restait similaire (différence <5%). Ainsi, les résultats de simulations des techniques En Bloc et Segmentaire peuvent être exploités en termes relatifs afin de comparer les chargements sur les implants résultant des différentes stratégies de dérotation. Les efforts supportés par les implants étaient impactés par la modification de la rigidité, avec une réduction des moments médio-latéraux et efforts axiaux générés par la manœuvre de dérotation pour les rigidités intervertébrales plus faibles. En effet, pour des rachis plus flexibles, les efforts appliqués

sur les dérotateurs pour atteindre une même correction sont moins élevés. Néanmoins, le pourcentage relatif d'augmentation ou de diminution de la force d'arrachement ou du moment de balayage d'une technique comparativement à l'autre restait similaire (différence <5%).

Tableau 5-7 Correction 3D simulée avec les techniques Segmentaire (Seg.) et En Bloc pour les trois cas de rigidité intervertébrale (moyenne et déviation standard)

	MT Cobb		Cyphose		AVR		Torsion	
	Seg.	En Bloc	Seg.	En Bloc	Seg.	En Bloc	Seg.	En Bloc
Ref+20%	16(0.6)	16(1.3)	15(0.4)	15(0.5)	-8(2.0)	-9(1.7)	26(2.1)	32(3.0)
Ref	15(0.6)	15(1.9)	15(0.4)	16(0.5)	-8(2.1)	-8(1.6)	25(2.2)	30(3.0)
Ref-20%	16(0.6)	15(1.1)	16(0.6)	17(0.6)	-7(2.0)	-7(1.5)	24(2.8)	29(2.6)

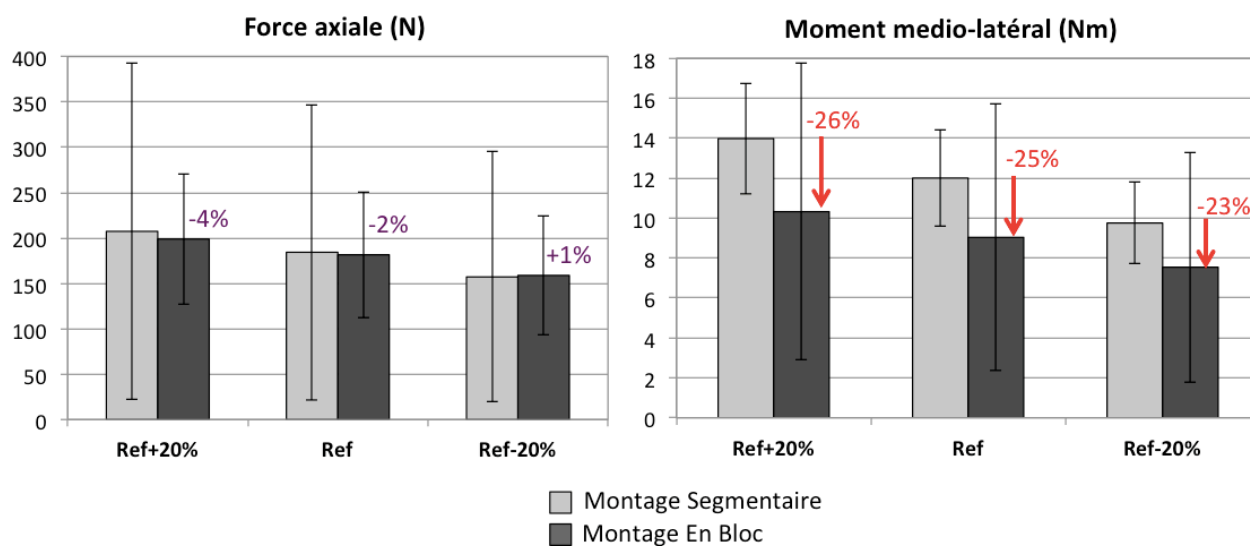


Figure 5-21 Force axiale et moment médio-latéral supportés par les implants avec les techniques Segmentaire et En Bloc pour les trois cas de rigidité intervertébrale (moyenne et déviation standard)

Interprétation des résultats des études de sensibilité 1) et 2)

L'analyse de sensibilité a permis d'évaluer l'impact de deux paramètres de modélisation sur les efforts supportés par l'instrumentation durant la simulation de manoeuvres de dérotation et la correction des indices cliniques. Cette analyse a démontré que les efforts supportés par l'instrumentation étaient impactés par ces paramètres. Bien que l'estimation de ces paramètres dans le modèle ait un effet sur la valeur absolue des résultats d'efforts, l'étude présentée dans l'article 3 est basée sur une analyse comparative des résultats de simulation afin d'évaluer l'impact des différentes stratégies de dérotation. L'analyse de sensibilité du modèle a démontré que la correction 3D et les chargements supportés par les implants issus des simulations numériques des techniques En Bloc et Segmentaire peuvent être exploités en termes comparatifs. Les hypothèses de modélisation n'impactent donc pas la validité des conclusions tirées de l'étude numérique de l'article 3.

CHAPITRE 6 ANALYSE BIOMÉCANIQUE NUMÉRIQUE DES TECHNIQUES DE DÉROTATION LORS DE LA CHIRURGIE D'INSTRUMENTATION DU RACHIS

6.1 Situation et description de l'article 3

L'objectif de cette étude numérique était d'évaluer biomécaniquement l'effet du choix de la stratégie de dérotation sur la correction 3D des déformations rachidiennes et les chargements induits sur les implants. Le modèle biomécanique décrit au Chapitre 5 a été exploité pour simuler différentes stratégies chirurgicales de correction, incluant ou non des manœuvres de Dérotation Vertébrale. Grâce à la collaboration avec deux chirurgiens pratiquant les techniques de dérotation Segmentaire « DVD » (Dr S. Parent) et En Bloc (Dr R. Schwend), des ajustements dans l'exécution des manœuvres de DVD ont également été simulés. La réalisation de l'objectif 3 et l'exploration des hypothèses 1 et 2 sont présentées dans cet article intitulé « Biomechanical Comparison of Vertebral Derotation Strategies for Adolescent Idiopathic Scoliosis Instrumentation: a Computational Study of 3D Correction and Forces Exerted on the Implants», pour lequel la contribution du premier auteur est estimée à 85%. Ce manuscrit a été soumis pour publication dans la revue Clinical Biomechanics le 23 novembre 2017.

6.2 Article 3: Biomechanical comparison of vertebral derotation strategies for adolescent idiopathic scoliosis instrumentation: a computational study of 3D correction and forces exerted on the implants

Laure Boyer, MEng, Richard M. Schwend, MD, Stefan Parent, MD, PhD, Carl-Eric Aubin, PhD, PEng

Soumis pour publication à la revue Clinical Biomechanics, 23 novembre 2017

6.2.1 Abstract

Background: The transverse plane deformity present in scoliosis can be addressed with Vertebral Derotation (VD) correction manoeuvres. The objective was to numerically compare the correction capability of Segmental vs. En Bloc derotation techniques and the resulting loads exerted on the implants to better understand the potential bone-implant failure.

Methods: Patient-specific multi-body biomechanical models of five scoliotic cases were used to computationally simulate surgical scenarios: without VD, with En Bloc and with Segmental derotation. Additional variations of VD were simulated, such as with or without bilaterally linked construct, and convex rod inserted prior or after VD.

Findings: The 170 simulated scenarios revealed that strategies with Segmental and En Bloc derotation achieved an apical vertebral rotation correction of 74%(SD 7%) and 69%(SD 8%) respectively vs. 5%(SD 30%) without VD, with corresponding intervertebral rotations correction of 50%(SD 10) and 35%(SD 9%), vs. 1%(SD 10%). Bilaterally linked VD constructs reduced the average mediolateral torque by 77% (9.1Nm vs. 2.1Nm) for En Bloc Derotation and by 29% (7.6Nm vs. 5.4Nm) for Segmental derotation, but resulted in higher pullout forces (particularly with the Segmental technique). Performing En Bloc derotation after both rods insertion increased pullout forces.

Interpretations: All the simulated vertebral derotations improved the transverse plane correction. Segmental derotation improved the detorsion of the scoliotic spine but increased the screw plowing risk compared to the En Bloc bilateral derotation. The variations between these manoeuvres influenced the amount of force exerted on the implants and should be planned with caution when bone-screw fixation strength is of concern.

6.2.2 Introduction

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) is a 3D deformity of the spine and the rib cage. The rotation of the vertebrae in the transverse plane has been associated with asymmetric rib

prominence, which is one of the main concern for patients (Kuklo et al., 2005). In severe cases, a posterior surgical instrumentation is recommended to stop the progression and restore spinal physiological curves (de Kleuver et al., 2014). The development of surgical manoeuvres has focused on strategies to achieve a correction of the deformity in all three planes. Until 2000's, techniques allowed to achieve an adequate correction of the coronal and sagittal plane deformity but the transverse plane correction remained a challenge (Lee et al., 2004). The vertebral derotation (VD) technique was developed to complement the vertebral rotation correction, with the subjacent aim to correct the rib prominence (Carlson et al., 2013). VD consists in the application of a force with a lever-arm tube connected to a pedicle screw to correct the vertebral rotation.

Contemporary derotation techniques can be classified into two main groups based on their respective spinal manipulation. « En Bloc » derotation involves the manipulation of 2 to 4 apical vertebrae simultaneously (regional manipulation), whereas « Segmental » derotation (Direct Vertebral Derotation) is a sequential manipulation of a single pair of vertebrae at the time (local manipulation) to correct their intervertebral rotation all along the instrumented segment (Kadoury et al., 2009; Shah, 2007).

The derotation techniques are usually performed as a complement to principal correction manoeuvres, such as rod rotation (Dubousset and Cotrel, 1991), rod translation (Roussouly et al., 1995), or in situ contouring (Steib et al., 2004). Several studies reported the superiority of surgical strategies including a derotation technique to correct the transverse plane as compared to strategies without VD (Tang et al., 2015; Urbanski et al., 2016), but the 3D correction capability of Segmental and En Bloc derotation techniques remains insufficiently investigated in the literature (Hwang et al., 2012a). Hwang et al. compared Segmental and En Bloc strategies and did not find any differences in terms of rib hump correction (Hwang et al., 2012a). Derotation techniques correction capability comparison based on previously published clinical studies is limited. Most studies did not describe which derotation technique was employed or assessed both techniques without differentiation (Di Silvestre et al., 2013; Hwang et al., 2012b; Samdani et al., 2012), with a large heterogeneity of 3D deformities (Lee et al., 2004; Mattila et al., 2013).

Several authors recommended adjustments in the derotation techniques in order to maximize the correction, but biomechanical evidence is missing (Chang et Lenke, 2009; Shah, 2007). The type

and placement of implants, the derotation angle, the differential rod contouring have already been identified as factors impacting the transverse plane correction (Martino et al., 2013; Seki et al., 2016). Derotation adjustments, resulting from different surgeon's preferences, remain to be investigated such as the sequence of the corrective manoeuvre, the use of links between derotation tubes for the manipulation, etc.

Despite that vertebral derotation techniques improve the transverse plane correction, the important forces required to derotate the spine also raise the risk of screw plowing and loosening, and eventually structural failure, which could result in neural injury or aortic abutment. Wagner et al. reported that Segmental derotation caused a lateral breach on properly placed pedicle screws in 2.3% of the cases (Wagner et al., 2011). The amount of in vivo forces required to derotate the spine has not yet been documented and remains to be investigated to assess the potential risks associated with VD. Cadaveric studies have evaluated the impact of vertebral derotation execution parameters, such as number of linked tubes, the derotation direction, and suggested that the choice of vertebral derotation parameters can influence the level of forces that can be safely applied during VD (Badve et al., 2015; Cheng et al., 2010; Parent et al., 2008).

The objective was to biomechanically compare the 3D correction capability of En Bloc and Segmental derotation and the resulting loads at the bone-implant interface, considering variations in the two derotation techniques recommended by experienced spine surgeons.

6.2.3 Methods

To assess the impact of the En Bloc and Segmental derotation strategies on the 3D correction and bone-screw forces, we numerically simulated several instrumentation scenarios using patient-specific biomechanical models of five AIS patients (Aubin et al., 2008).

6.2.3.1 Patient data

With the institutional review board approval, five cases were retrospectively selected from a

database of AIS patients having undergone posterior spinal instrumentation at our institution after 2010. We selected patients with Lenke 1 type deformity with moderate coronal curves (43° to 64°), Cases with a preoperative apical vertebral rotation greater than 15° were chosen. Three cases were hypo-kyphotic ($<20^{\circ}$) and two had a normal kyphosis (20° - 40°) (Tableau 6-1).

Tableau 6-1 Demographic data, presenting deformity (flexibility defined as the Main Thoracic Cobb angle reduction in right lateral bending) and instrumentation features

Case	1	2	3	4	5
Gender	F	M	F	F	F
Age (y.o)	14	18	12	15	14
Height (cm)	150	169	158	159	158
Weight (kg)	41	63	44	48	49
Lenke classification	1A	1B	1A	1A	1A
Presenting Main Thoracic Cobb ($^{\circ}$)	43	52	62	64	51
Main Thoracic Flexibility (lateral bending test) (%)	51%	33%	37%	44%	25%
T4-T12 Kyphosis ($^{\circ}$)	9	10	28	25	2
Thoracic Apical Vertebral Rotation ($^{\circ}$)	22	21	28	15	18
Cumulative Mechanical Torsion ($^{\circ}$)	43	46	57	31	35
MT curve superior end vertebra	T6	T5	T6	T5	T4
MT curve apical vertebra	T9	T9	T9	T9	T8
MT curve inferior end vertebra	T11	T11	T12	T12	T10
Fused levels	T3-L1	T3-L1	T4-L2	T4-L1	T2-T12

6.2.3.2 Patient specific biomechanical model

Presenting 3D spinal patient-specific models of the selected cases were built based on calibrated coronal and lateral low-dose radiographs (Humbert et al., 2009). Vertebrae from T1 to L5 and the pelvis were modeled as rigid bony bodies considering their limited deformation compared to that of the intervertebral structures during the surgical steps. The intervertebral discs, ligaments and facet joints were modeled as 6-dimensional spring elements that connected the center of mass of adjacent vertebrae to represent the overall rigidity of intervertebral elements. The stiffness matrix coefficients of thoracic and lumbar intervertebral elements were calibrated using the load-

displacement curves resulting from tests on thoracic and lumbar functional units (Gardner-Morse et Stokes, 1994; Panjabi et al., 1976). For each case, the stiffness was further adjusted to patient flexibility using an optimization technique, such that the Cobb angle measurement of the proximal thoracic, main thoracic and lumbar curves when simulating patient side bending match the Cobb angles measured on the patient's side bending radiographs (Aubin et al., 2008; Petit et al., 2004)

6.2.3.3 Instrumentation and correction steps simulation

The surgical instrumentation and major correction manoeuvres were modeled and simulated using the computer aided engineering platform MD Adams 2010 (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, USA). For the five cases, uniplanar pedicle screws and 5.5 mm cobalt chrome rods were used. The shank and the head of the uniplanar pedicle screws were modeled as rigid bodies connected by a revolute joint allowing the rotation of the screw head with respect to the shank in the sagittal plane. The pedicle screws were connected to the pedicle with a nonlinear spring restraining their motion with load-displacement curves established using in-house experimental mechanical tests on instrumented cadaveric vertebrae (Wang et al., 2012). The rods were modeled as flexible beam elements (5.5mm diameter) with the mechanical properties of cobalt chrome ($E=240\text{GPa}$, $G=100\text{GPa}$) and their shape derived from their curvature on postoperative standing lateral radiographs. The pelvis was fixed and T1 free to rotate in all directions and translate in the caudo-cranial direction to allow the lengthening of the spine observed during instrumentation surgery.

The following major surgical instrumentation steps were modeled and simulated using a quasi-static solving approach:

- Concave side rod attachment: the insertion of the rod was simulated by applying forces between the rod and the screws until the rod was fully inserted into the screw heads. Then a cylindrical joint was created to model the connection between the rod and the screws heads once the setscrews were inserted into the screw heads.

- Concave rod rotation: a torque in the transverse plane was gradually applied on the rod until it sat in the sagittal plane, to convert the scoliosis into kyphosis, resulting in a strait curve in the coronal plane (around 90° rod rotation). The tightening of the setscrews of the distal pedicle screw was modeled by creating a fixed joint to replace the cylindrical joint between the screw head and the rod. Then, the torque was released.
- Vertebral Derotation (VD): Several En Bloc and Segmental derotation techniques were modeled to consider possible variation in the execution between surgeons. Derotation tubes were modeled as 30 cm long cylinders rigidly fixed on the pedicle screw heads.

- En Bloc derotation simulation:

Derotation tubes were computationally placed at 3 or 4 apical and periapical levels, either linked bilaterally or unilaterally on the convex side only. Tubes were interconnected among themselves with a fixed joint. Derotation tubes were installed at the lower instrumented vertebra and maintained fixed to act as a countertorque. The surgeon action on the derotation device was modeled as a force applied at the top of the derotation construct, oriented perpendicularly to the derotation tubes. The force was gradually increased until the desired vertebral derotation was reached (displacement control approach). The setscrews were tightened before releasing the forces.

- Segmental derotation simulation:

Derotation tubes were computationally placed on the most distal neutrally rotated vertebra and on the adjacent upper vertebra. Tubes were either left independent or interconnected to the opposite side with a fixed joint in the case of planar triangulated configurations (bilateral link). A force was applied at the top of the derotation tubes of the upper vertebra, oriented perpendicularly to the tubes construct, while the derotators of the neutral vertebra were maintained fixed to act as a countertorque. The force was gradually increased until the desired vertebral derotation was reached (displacement control approach). The setscrews of the manipulated vertebrae were tightened before releasing the forces. The simulated technique was repeated and incrementally moved toward the upper extent of the

instrumentation.

- Convex side rod attachment: same procedure as for the concave side.
- Final tightening: the remaining setscrews were tightened.

6.2.3.4 Instrumentation surgery scenarios

First, the instrumentation (screws and rods) and correction steps described in each patient surgical report were computationally simulated in order to replicate their actual surgery as a reference (main thoracic Cobb angle and T5-T12 kyphosis difference $< 5^\circ$, vertebral rotations difference of the instrumented vertebra $< 3^\circ$). From this reference simulation, 4 alternate strategies were simulated, including variations in VD techniques (described in section 2.3), which resulted in the following 34 simulations per case:

1. **No VD technique:** After the concave side rod insertion, the 90° rod rotation technique was simulated. Then the convex rod was inserted, without performing any derotation
2. **Differential Rod Contouring technique (DRC) without VD:** the concave rod curvature was increased and the convex rod was decreased so that the differential deflection between concave and convex rods reached 30 mm. After the concave rod insertion and rod rotation, the convex rod was inserted without performing any derotation
3. 16 simulations representing alternate **En Bloc derotation** strategies varying the following parameters: 3 or 4 apical and periapical levels were involved in the VD, the derotation tubes were bilaterally or unilaterally linked, VD was performed prior or after the convex rod insertion, proximal setscrews were locked prior or after performing the VD
4. 16 simulations representing alternate **Segmental derotation** strategies varying the following parameters: the derotation tubes were bilaterally linked (triangulation) or left independent, VD was performed from lower to apex+1 vertebra or to the upper instrumented vertebra, the convex rod was sequentially inserted during the Segmental derotation or after the derotation, proximal setscrews were locked prior or after the derotation

The screw type, screw distribution, rod material and correction steps inputs (rod rotation angle and derotation angle) remained the same between the simulations, in order to investigate specifically the effects of the above mentioned derotation parameters.

6.2.3.5 Computation of Correction indices and bone-implant forces

For each simulation, the main thoracic Cobb angle, the T4-T12 kyphosis, the Apical Vertebra Rotation (AVR) and the Cumulative Mechanical Torsion (sum of the absolute intervertebral rotations along the instrumented spine) were computed for each of the 170 simulated correction maneuvers. The pullout forces and medio-lateral torques generated at the bone-screw interface of the implants after the derotation simulation were computed. Data were analyzed using STATISTICA V10 (StatSoft Inc, Tulsa, United States). ANOVA analyses and a Tukey post-hoc test were used to identify the differences between groups and the parameters of the derotation strategies impacting the 3D correction and loads exerted on the screws ($p < 0.05$ considered significant). In the case of non-compliance of homogeneity of variance or normal distribution, we used a Mann-Whitney test.

6.2.4 Results

6.2.4.1 Simulated 3D correction

The thoracic Cobb angle was corrected on average to 17.9° (SD 1.5°) with No VD, 17.7° (SD 2.1°) with DRC, 14.8° (SD 2.4°), with En Bloc derotation and 14.8° (SD 1.9°) with Segmental derotation ($P < 0.01$, Figure 6-1) and a similar kyphosis of 22.5° (SD 7.7°), 18.4° (SD 6.8°), 20.2° (SD 5.1°), 19.9° (SD 5.4°) respectively ($P = 0.64$, Figure 6-1).

The instrumentation strategies resulted in an Apical Vertebral Rotation of 21.2° (SD 3.6°) with No VD, 16.6° (SD 2.9°) with DRC, 6.4° (SD 2.0°) with En Bloc derotation and 5.4° (SD 2.1°) with Segmental derotation ($P < 0.01$, Figure 6-2). Compared to the presenting deformity, the AVR was

improved when using En Bloc derotation, Segmental derotation and DRC by 69.3%(SD 8.3%), 74.4%(SD 7.1%) and 16.2%(SD 25.7%) respectively, but increased by 7.0%(SD 34%) without VD. The Cumulative Mechanical Torsion was also improved when using En Bloc derotation, Segmental derotation and DRC by 34.5%(SD 9.2%), 49.6%(SD 10.3%) and 14.0% (SD 5.7%) but increased by 11.1%(SD 14.4%) without VD.

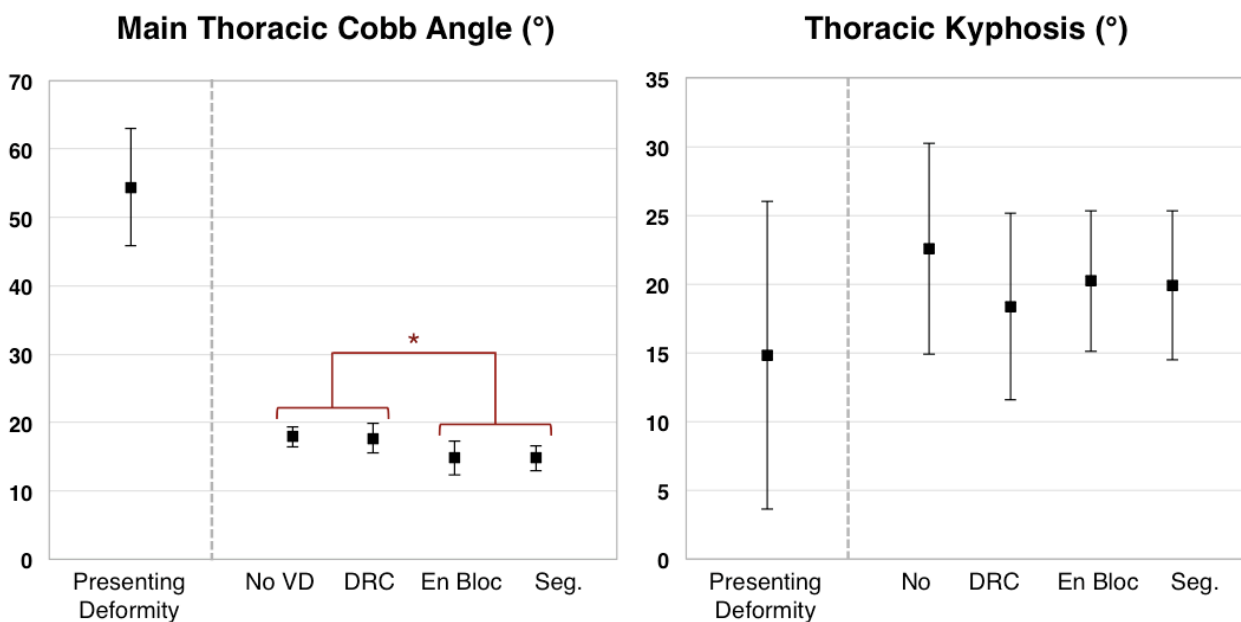


Figure 6-1 Comparison between the simulated correction strategies in the coronal (MT Cobb angle) and sagittal (thoracic kyphosis) planes (avg. and SD) (* = $P < 0.05$, VD: Vertebral Derotation, DRC: Differential Rod Contouring, En Bloc: En Bloc derotation, Seg.: Segmental derotation)

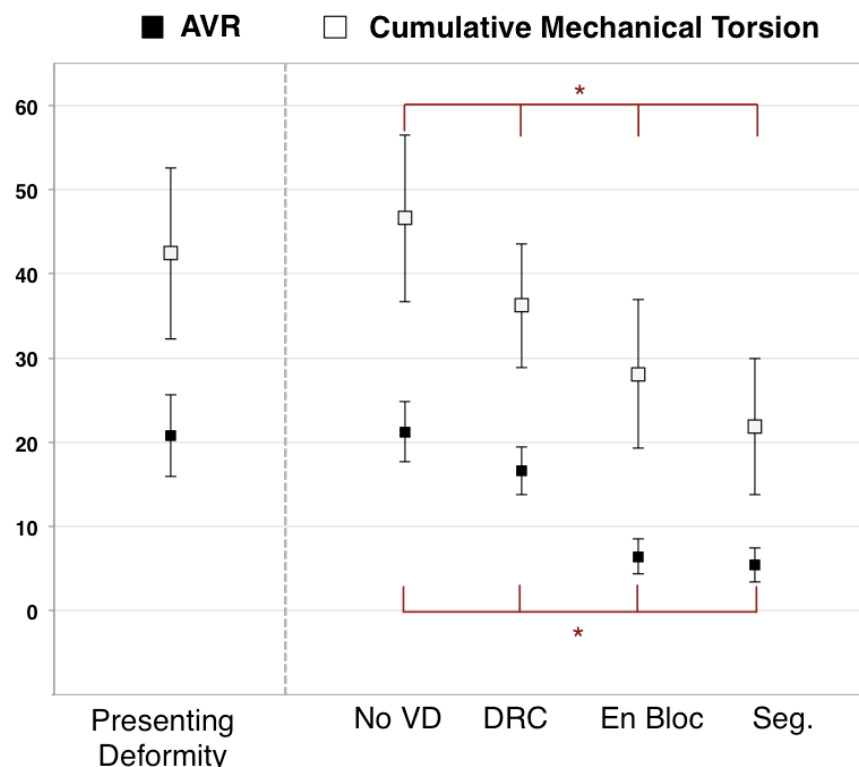


Figure 6-2 Comparison between the simulated correction strategies in the transverse plane (avg. and SD) (*= $P<0.05$, VD: Vertebral Derotation, DRC: Differential Rod Contouring, En Bloc: En Bloc derotation, Seg.: Segmental derotation)

For the different alternate En Bloc derotation strategies, the lock of the proximal setscrews prior vs. after the derotation impacted significantly the correction. Locking the proximal implant setscrew before performing the derotation resulted in an additional 10.3% (4.3°) correction of Cumulative Mechanical Torsion ($P=0.03$), but also a 9.7% (1.9°) loss of AVR correction ($P<0.01$). Figure 6-3 shows that the correction of the AVR with the En Bloc derotation induced an increase of axial rotations in the upper levels of the instrumentation when the proximal implant was unlocked while performing the derotation.

For the alternate Segmental derotation strategies tested, the vertebral level where the derotation was stopped (apex+1 vs. upper instrumented vertebra) significantly impacted the correction. Performing the derotation to the upper-instrumented vertebra resulted in an additional 9.5% (4.2°) correction of Cumulative Mechanical Torsion ($P=0.02$) but a loss of correction of 8.8% (2°) for AVR ($P<0.01$). Figure 6-4 shows the evolution of the AVR and Cumulative Mechanical Torsion at each derotation step of the simulated surgeries.

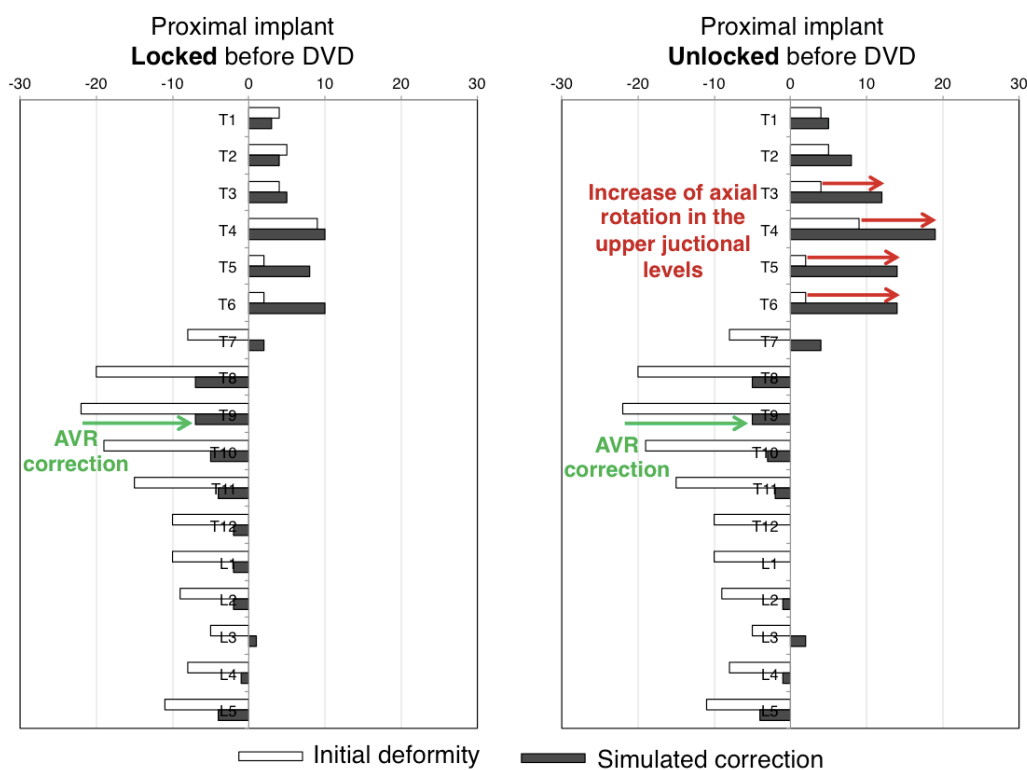


Figure 6-3 Simulated axial rotations of the vertebrae after the En Bloc derotation for case #2. An increase of axial rotation in the upper levels was noted when the proximal implant remained unlocked during the maneuver execution.

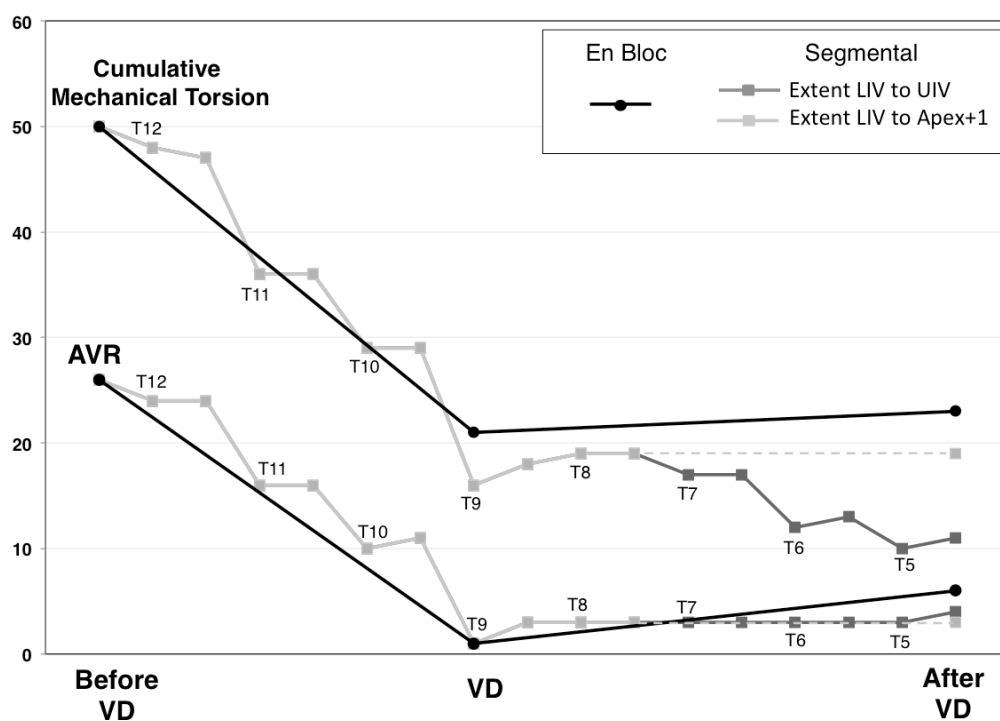


Figure 6-4 Evolution of the transverse plane indices (°) during the simulated En Bloc and Segmental derotation (between T12 and T5) for case #4.

The simulated variations in Segmental derotation resulted in different loads exerted on the implants (Figure 6-5). The use of a bridge to link concave and convex screws (triangulation) significantly decreased the medio-lateral torques from 7.6Nm (SD 1.2 Nm) to 5.4Nm (SD 0.7Nm) on average ($P<0.01$) but increased the pullout forces from 22N (SD 12N) to 197N (SD 37N) ($P<0.01$). The triangulation resulted in a downward (ventrally-oriented) force of the convex side and an upward (dorsally-oriented - pullout) force on the concave side when rotating the tubes to the convex side (Figure 6-6). An additional 0.8Nm was generated on implants when the proximal implant was locked before performing the derotation ($P<0.01$).

The simulated variations in En Bloc derotation resulted in different loads exerted on the screws (Figure 6-5). The triangulation between concave and convex sides significantly decreased the medio-lateral torques on implants, from 9.1Nm (SD 3.4Nm) to 2.1Nm (SD 0.6Nm) Nm ($P<0.01$). Pullout forces were increased when the derotation was performed prior vs. after the 2nd rod was captured in the screws, from 92N (SD 39N) to 212N (SD 51N) ($P<0.01$). The proximal lock added 1.8 Nm medio-lateral torque when the proximal implant was locked before performing the derotation ($P<0.01$).

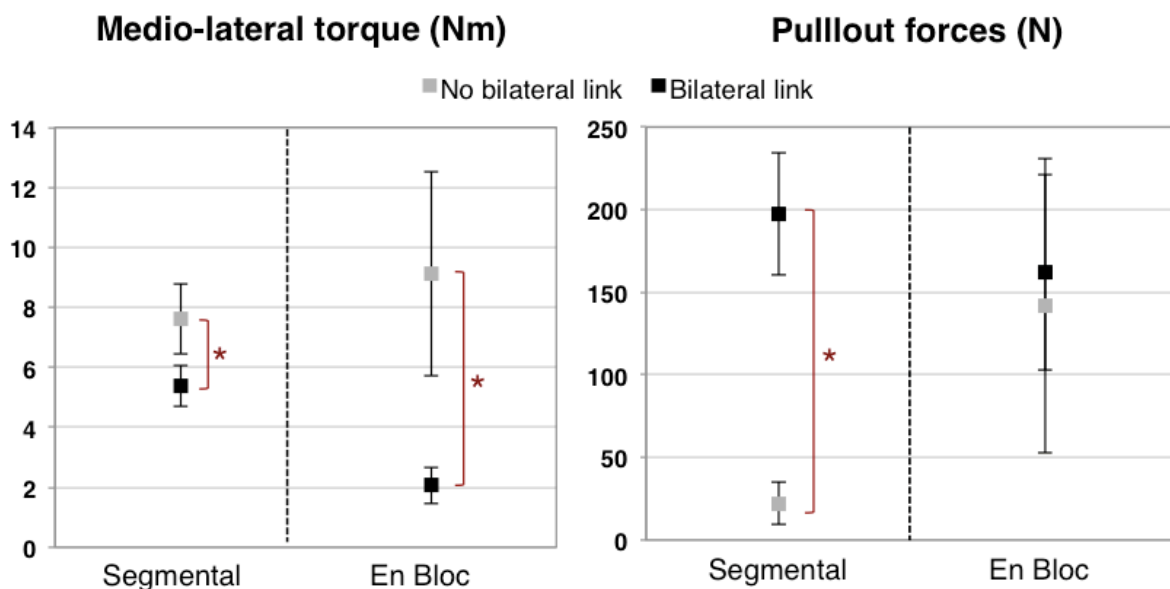


Figure 6-5 Loads at the bone-screw interface (average and SD) generated by Segmental and En Bloc derotation with and without bilateral link (*= $P<0.05$)

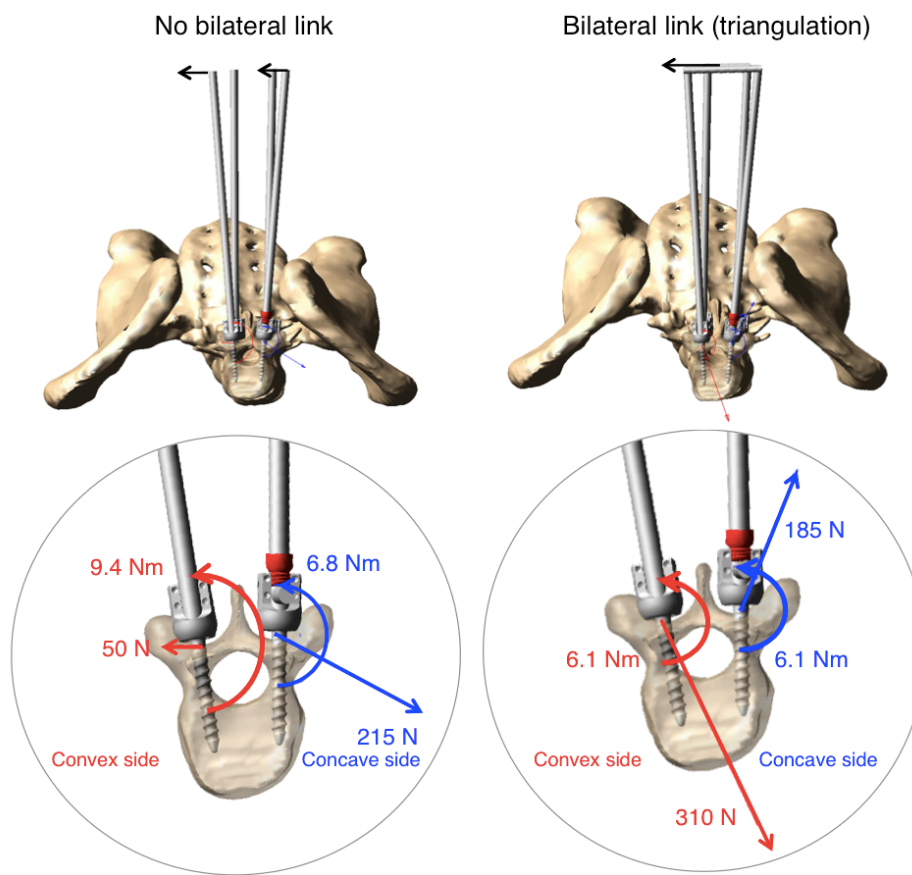


Figure 6-6 Simulated loads at the bone-screw interface without a bilateral link (left) and with a bilateral link (right) during Segmental derotation at T10 (top view, straight arrows: forces, curved arrows: moments)

6.2.5 Discussion

The use of derotation maneuvers improved significantly the transverse plane correction when compared to the strategies without derotation (rod rotation only), which did not achieve as much correction. These results are in agreement with clinical studies that reported the superiority of vertebral derotation to correct the Apical Vertebral Rotation, with 33%-74% AVR correction when using derotation compared to a -16% (worsening) to 64% AVR correction when using rod rotation only (Di Silvestre et al., 2013; Lee et al., 2004; Mattila et al., 2013; Pankowski et al., 2016; Rushton and Grevitt, 2014; Tang et al., 2015). Our numerical simulations suggested that derotation did not further flatten the kyphosis compared to rod rotation technique as observed by several clinicians (Hwang et al., 2012b; Mattila et al., 2013), although other authors anticipated a lordogenic effect with derotation (Mladenov et al., 2011; Watanabe et al., 2012). Derotation

maneuvers relying on pushing the convex side anteriorly to correct the vertebral rotation were not simulated but could further increase the risk of kyphosis flattening.

The Segmental derotation technique achieved the highest detorsion (correction of 49.6%(SD 10.3%)) of the instrumented spine in the transverse plane. For each level derotated, the lower neutral vertebra was maintained in position and the forces applied on the upper vertebra generated a derotational torque that corrected the intervertebral rotation. The derotational torque applied on the vertebra was also transmitted to the upper vertebral levels resulting in a detorsion of the spine. The Apical Vertebral Rotation was sequentially corrected even before manipulating the apical vertebra (Figure 6-4). The detorsion was limited with the En Bloc VD (correction of 34.5%(SD 9.2%)) since the apical levels were all linked together and no further derotation forces were placed on the screws.

In our simulations, the En Bloc maneuver resulted in a worsening of axial rotation in the upper levels when the upper instrumented vertebra (UIV) set-screws were not tightened during the derotation of the apical segments. In a clinical study, Courvoisier et al. also reported that derotation induced a global rotation of the spine without intervertebral modification and a paradoxical increase of axial rotation in the junctional levels (Courvoisier et al., 2015). From a biomechanical perspective, without a counter-torque at the LIV and/or UIV, it is not possible to stabilize the apical vertebrae with respect to the end vertebrae in the corrected position. Maintaining both end vertebrae during derotation is required to induce a true detorsion between vertebrae and to avoid the transfer of torsional forces to neutrally rotated vertebrae which has also been recommended by clinicians (Shah, 2007).

Performing a differential rod contouring contributed to the transverse plane correction, which is supported by clinical studies that showed that increasing the concave rod curvature compared to the convex curvature improved the AVR correction (Le Navéaux et al., 2017; Seki et al., 2016; Wang et al., 2016). The forces generated by the over-bending of the concave rod (upward force) and the under-bending of the convex rod (downward force) induced a derotation torque that helped correcting the transverse plane. The combination of VD and differential rod contouring should be considered to maximize the transverse plane correction. Differential rod contouring, combined with larger rod diameter, can also improve sagittal plane deformity correction in case

of hypokyphosis, and counteract tendency for concave rod to flatten. However, it is still unclear how much differential contouring is needed to address the deformity in 3D (Seki et al., 2016).

We numerically investigated the forces generated on the implants to achieve a desired transverse plane correction with En Bloc vs. Segmental derotation, which involve regional vs. local manipulation of the spine. The bilaterally linked En Bloc technique led to the lowest loadings on each individual implant. The experimental study of Cheng et al. demonstrated that increasing the number of linked screws allowed to apply higher derotation torques on the device before reaching screw failure (Cheng et al., 2010). With the En Bloc technique the surgeon may have the potential to apply higher force on the derotation device compared to the Segmental technique as the force is distributed on more anchor points.

Intraoperative forces generated during derotation can be on the edge of bone-implant interface strength, as several studies reported implant failure during vertebral derotation (Pankowski et al., 2016; Wagner et al., 2011). Our numerical analysis showed that the way of performing derotation techniques resulted in important differences of load levels as well as load direction sustained by the implants (Figure 6-5). Excessive pullout forces may lead to screw loosening whereas medio-lateral torques may induce screw plowing. Pedicle medial wall failure can compromise the spinal cord whereas lateral pedicle wall failure can injure pulmonary, vascular and visceral structures around the vertebra. From a biomechanical point of view, without a bilateral triangulation between concave and convex tubes, the forces exerted on each tube induced a torque directly on each screw individually, which allowed it to pivot around a point along the screw in which it can then create a lateral plow on the concave side and a medial plow on the convex side (Fig. 6). With a bilateral link, the resulted forces on the implants were directed along the derotation tube, and forces were either pull out on the concave side or plunging on the convex side, generating a derotation torque (Figure 6-6). In cadaveric testing, triangulated constructs led to fewer medial/lateral breaches (Cheng et al., 2010). The manipulation of both independent tubes with an additional pulling/pushing on the concave/convex tubes was not simulated, but would help limit the plowing risk by mimicking the presence of a bilateral link. Which load is clinically more of concern remains to be studied so the surgeon can weigh the risks and benefits of triangulating the

derotation device with a link. The risk of implant failure may also depend on the integrity of the screw pedicle complex, the patient bone quality, the type of pedicle screw, and their insertion trajectory (Borkowski et al., 2016; Parent et al., 2008).

Performing the En Bloc VD after both rods insertion significantly increased pullout forces on implants. When both rods are captured in the concave and convex pedicle screws, the vertebra is highly constrained to the rods resulting in less degree of freedom for the correction of vertebral rotation. This negative effect has also been demonstrated in the clinical study of Giacomini et al. where the derotation was more effective in terms of apical vertebral rotation correction when performed before convex rods insertion (Giacomini et al., 2015).

The number of cases studied was limited to five but allowed us to identify trends in the biomechanics of the derotation techniques for different 3D deformities and flexibilities. The calculation of spinal deformity correction and loads resulted from numerical simulations of an elastic biomechanical model which did not take into account the visco-elastic behaviour of the spine and the potential phenomenon of creep and stress relaxation. Derotation manoeuvres generated important transient forces on the spine and the instrumentation that can lead to a plastic deformation of the rods but only the elastic behaviour of the rods was modeled. Our numerical results may consequently overestimate the levels of forces at the bone screw interface compared to intraoperatively. The impact of our modeling hypothesis on the results can be considered limited because we were interested in comparing the relative difference of loads and correction between different derotation techniques rather than quantifying their absolute effect. Another limitation of our study is that the derotation execution variations tested were based on observations on surgical practice of two spinal surgeons, but other clinically relevant strategies to perform derotation manoeuvres remains to be assessed, such as the unilateral screw manipulation with the Segmental derotation, as they could result in different correction and forces on the screws. Other parameters of the instrumentation surgery that could impact the 3D correction and bone screw forces, such as osteotomy procedures, differential rod contour, rod diameter and material properties, screw distribution and other implant anchors should be further investigated to capture the entire biomechanics of derotation.

6.2.6 Conclusions

All the simulated Vertebral Derotation manoeuvres improved the transverse plane correction compared to strategies without VD. The Segmental derotation increased the detorsion of the scoliotic spine but generated higher torques on the implants compared to the En Bloc bilateral derotation. The derotation manoeuvres variations influenced the correction capability and amount of force at the bone-implant interface, such as the use of a bridge to link concave and convex side derotators. Performing derotation with both rods resulted in higher bone-screw forces, and should be performed with caution when bone-screw fixation strength is of major concern. As guidelines of derotation maneuvers have not yet been established, numerical simulations represent an important step for establishing effective and objectively determined safer instrumentation strategies.

6.2.7 Acknowledgment

The engineering analysis and simulation portion within this project were supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of Canada) (grant number PCIPJ-346145)

6.2.8 References

- Aubin, C.E., Labelle, H., Chevretils, C., Desroches, G., Clin, J., Eng, A.B.M., 2008. Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine* 33, 2143-2152.
- Badve, S.A., Ordway, N.R., Albanese, S.A., Lavelle, W.F., 2015. Toward a better understanding of direct vertebral rotation for AIS surgery: development of a multisegmental biomechanical model and factors affecting correction. *The Spine Journal* 15, 1034-1040.
- Borkowski, S.L., Sangiorgio, S.N., Bowen, R.E., Scaduto, A.A., He, B., Bauer, K.L., Ebramzadeh, E., 2016. Strength of Thoracic Spine Under Simulated Direct Vertebral Rotation: A Biomechanical Study. *Spine Deformity* 4, 85-93.
- Carlson, B.B., Burton, D.C., Asher, M.A., 2013. Comparison of trunk and spine deformity in adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis* 8, 2.

- Chang, M.S., Lenke, L.G., 2009. Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis. *Operative Techniques in Orthopaedics* 19, 19-23.
- Cheng, I., Hay, D., Iezza, A., Lindsey, D., Lenke, L.G., 2010. Biomechanical analysis of derotation of the thoracic spine using pedicle screws. *Spine* 35, 1039-1043.
- Courvoisier, A., Garin, C., Vialle, R., Kohler, R., 2015. The change on vertebral axial rotation after posterior instrumentation of idiopathic scoliosis. *Child's Nervous System* 31, 2325-2331.
- de Kleuver, M., Lewis, S.J., Gersmisch, N.M., Kamper, S.J., Alanay, A., Berven, S.H., Cheung, K.M., Ito, M., Lenke, L.G., Polly, D.W., Qiu, Y., van Tulder, M., Shaffrey, C., 2014. Optimal surgical care for adolescent idiopathic scoliosis: an international consensus. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*.
- Di Silvestre, M., Lolli, F., Bakaloudis, G., Maredi, E., Vommaro, F., Pastorelli, F., 2013. Apical vertebral derotation in the posterior treatment of adolescent idiopathic scoliosis: myth or reality? *European Spine Journal* 22, 313-323.
- Dubousset, J., Cotrel, Y., 1991. Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities. *Clinical orthopaedics and related research* 264, 103-110.
- Gardner-Morse, M., Stokes, I.A., 1994. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Journal of biomechanics* 27, 177-181.
- Giacomini, S., Di Silvestre, M., Lolli, F., Vommaro, F., Martikos, K., Maredi, E., Baioni, A., Greggi, T., 2015. Is there a better derotation manoeuvre in posterior correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis? *Scoliosis* 10, O69. doi:10.1186/1748-7161-1110-S1181-O1169.
- Humbert, L., De Guise, J.A., Aubert, B., Godbout, B., Skalli, W., 2009. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical engineering & physics* 31, 681-687.
- Hwang, S.W., Samdani, A.F., Cahill, P.J., 2012a. The impact of segmental and en bloc derotation maneuvers on scoliosis correction and rib prominence in adolescent idiopathic scoliosis: Clinical article. *Journal of Neurosurgery: Spine* 16, 345-350.
- Hwang, S.W., Samdani, A.F., Gressot, L.V., Hubler, K., Marks, M.C., Bastrom, T.P., Betz, R.R., Cahill, P.J., 2012b. Effect of direct vertebral body derotation on the sagittal profile in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 21, 31-39.

- Kadoury, S., Cheriet, F., Beauséjour, M., Stokes, I.A., Parent, S., Labelle, H., 2009. A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 18, 23-37.
- Kuklo, T.R., Potter, B.K., Lenke, L.G., 2005. Vertebral rotation and thoracic torsion in adolescent idiopathic scoliosis: what is the best radiographic correlate? *Journal of spinal disorders & techniques* 18, 139-147.
- Le Navéaux, F., Aubin, C.E., Parent, S., Newton, P.O., Labelle, H., 2017. 3D rod shape changes in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation: how much does it impact correction? *European Spine Journal*, 1-8.
- Lee, S.-M., Suk, S.-I., Chung, E.-R., 2004. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 29, 343-349.
- Martino, J., Aubin, C.E., Labelle, H., Wang, X.Y., Parent, S., 2013. Biomechanical Analysis of Vertebral Derotation Techniques for the Surgical Correction of Thoracic Scoliosis. *Spine* 38, E73-E83.
- Mattila, M., Jalanko, T., Helenius, I., 2013. En bloc vertebral column derotation provides spinal derotation but no additional effect on thoracic rib hump correction as compared with no derotation in adolescents undergoing surgery for idiopathic scoliosis with total pedicle screw instrumentation. *Spine* 38, 1576-1583.
- Mladenov, K.V., Vaeterlein, C., Stuecker, R., 2011. Selective posterior thoracic fusion by means of direct vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: effects on the sagittal alignment. *European Spine Journal* 20, 1114-1117.
- Panjabi, M.M., Brand, R.A., White, A.A., 1976. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of Biomechanics* 9, 185-192.
- Pankowski, R., Roclawski, M., Ceynowa, M., Mikulicz, M., Mazurek, T., Kloc, W., 2016. Direct Vertebral Rotation Versus Single Concave Rod Rotation: Low-dose Intraoperative Computed Tomography Evaluation of Spine Derotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis Surgery. *Spine* 41, 864-871.
- Parent, S., Odell, T., Oka, R., Mahar, A., Newton, P., 2008. Does the direction of pedicle screw rotation affect the biomechanics of direct transverse plane vertebral derotation? *Spine* 33, 1966-1969.

- Petit, Y., Aubin, C.E., Labelle, H., 2004. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Medical and Biological Engineering and Computing* 42, 55-60.
- Roussouly, P., Chopin, D., Roy, C., Dimnet, J., 1995. *Technics and preliminary results with Colorado. Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities*. IOS Press, Amsterdam, The Netherlands, 357-361.
- Rushton, P.R., Grevitt, M.P., 2014. Do vertebral derotation techniques offer better outcomes compared to traditional methods in the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis? *European Spine Journal*, 1-11.
- Samdani, A.F., Hwang, S.W., Miyanji, F., Lonner, B., Marks, M.C., Sponseller, P.D., Newton, P.O., Cahill, P.J., Shufflebarger, H.L., Betz, R.R., 2012. Direct vertebral body derotation, thoracoplasty, or both: which is better with respect to inclinometer and scoliosis research society-22 scores? *Spine* 37, E849-E853.
- Seki, S., Kawaguchi, Y., Nakano, M., Makino, H., Mine, H., Kimura, T., 2016. Rod rotation and differential rod contouring followed by direct vertebral rotation for treatment of adolescent idiopathic scoliosis: effect on thoracic and thoracolumbar or lumbar curves assessed with intraoperative computed tomography. *The Spine Journal* 16, 365-371.
- Shah, S.A., 2007. Derotation of the spine. *Neurosurgery Clinics of North America* 18, 339-345.
- Steib, J.-P., Dumas, R., Mitton, D., Skalli, W., 2004. Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine* 29, 193-199.
- Tang, X., Zhao, J., Zhang, Y., 2015. Radiographic, clinical, and patients' assessment of segmental direct vertebral body derotation versus simple rod derotation in main thoracic adolescent idiopathic scoliosis: a prospective, comparative cohort study. *European Spine Journal* 24, 298-305.
- Urbanski, W., Wolanczyk, M., Dragan, S., 2016. Efficacy of En Bloc Direct Vertebral Body Derotation (Dvbd) in Idiopathic Scoliosis Treatment. *Global Spine Journal* 6, GO006.
- Wagner, M.R., Flores, J.B., Sanpera, I., Herrera-Soto, J., 2011. Aortic abutment after direct vertebral rotation: plowing of pedicle screws. *Spine* 36, 243-247.
- Wang, X., Aubin, C.E., Crandall, D., Parent, S., Labelle, H., 2012. Biomechanical analysis of 4 types of pedicle screws for scoliotic spine instrumentation. *Spine* 37, E823-E835.

Wang, X., Boyer, L., Le Naveaux, F., Schwend, R.M., Aubin, C.E., 2016. How does differential rod contouring contribute to 3-dimensional correction and affect the bone-screw forces in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation? *Clinical Biomechanics* 39, 115-121.

Watanabe, K., Nakamura, T., Iwanami, A., Hosogane, N., Tsuji, T., Ishii, K., Nakamura, M., Toyama, Y., Chiba, K., Matsumoto, M., 2012. Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis causes hypokyphosis of the thoracic spine. *BMC musculoskeletal disorders* 13, 99.

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif de ce travail de recherche était de comprendre et d'analyser l'impact de la pratique de différentes manœuvres de dérotation vertébrale (VD) sur la correction 3D du rachis et les efforts supportés par les implants lors de la chirurgie d'instrumentation de la scoliose. Une méthodologie a été développée afin de répondre aux questions de recherche. Elle s'est appuyée sur l'analyse de résultats chirurgicaux à partir de la reconstruction 3D géométrique du rachis de patients, ainsi que sur l'analyse de simulations numériques de manœuvres de dérotation vertébrale à l'aide de modèles biomécaniques personnalisés. Bien que les résultats de chaque étude aient été discutés au travers des différents articles compris dans cette thèse, ce chapitre vise à discuter la méthodologie utilisée pour répondre aux questions de recherche, ainsi qu'à intégrer l'apport des résultats des différentes études pour déterminer l'impact de l'exécution des manœuvres de dérotation sur la pratique clinique.

Dans un premier temps, afin de poursuivre l'objectif de comparaison de la correction obtenue dans le plan transverse par les techniques de dérotation (O1), l'évaluation des différentes méthodes de mesure de la rotation axiale à l'aide d'un montage expérimental a été nécessaire (article 1). Cette étude a permis de documenter la précision et l'exactitude des méthodes actuellement utilisées, et identifier la méthode la plus adaptée pour poursuivre notre objectif de recherche (article 2). Les résultats nous ont confirmé que la mesure de la rotation axiale basée sur la reconstruction 3D surfacique (SterEOS) était la plus précise et exacte (erreur de mesure moyenne de 2.4°). C'est donc celle que nous avons retenue pour les études subséquentes de cette thèse.

Cette étude permet également de supporter le praticien dans le choix de la méthode de mesure à privilégier lors de l'évaluation des déformations scoliotiques, compte tenu du contexte de l'évaluation (clinique, recherche, etc.) et des moyens techniques dont il dispose (logiciels de reconstruction 3D, outil de mesure, etc.). Il a été mis en évidence que la méthode de « Nash-Moe », pourtant couramment utilisée, devrait être évitée étant donné son inexactitude de 9°.

La rotation axiale peut être mesurée avec la même exactitude en préopératoire et en

postopératoire malgré la présence de l'instrumentation chirurgicale sur la vertèbre en se basant uniquement sur les radiographies obtenues dans le cadre de l'examen clinique standard. Ces résultats mettent en évidence que l'utilisation du CT-scan, considérée comme la méthode de référence pour la mesure des déformations dans le plan transverse, peut être évitée afin de minimiser les doses d'irradiations pour le patient.

Effet des dérotations En Bloc et Segmentaire sur la correction de la déformation dans le plan transverse (hypothèse 1)

Tant l'analyse rétrospective clinique de cas chirurgicaux (article 2) que l'analyse numérique des différentes manœuvres de dérotation (article 3) ont montré que les manœuvres En Bloc et Segmentaire permettaient d'obtenir une correction locale et globale de la déformation rachidienne dans le plan transverse.

L'étude menée sur l'évaluation de résultats chirurgicaux a montré que la pratique de manœuvres En Bloc et Segmentaire dans la stratégie chirurgicale résultait en une correction moyenne de la rotation axiale apicale de 36% et 53% respectivement. Ces résultats corroborent ceux de la littérature où une correction de 33% à 74% est rapportée, ne distinguant cependant pas le type de manœuvre employée. La différence de rotation axiale apicale postopératoire entre les deux techniques était cependant inférieure à 3°; différence qui n'est pas considérée cliniquement significative et qui est de l'ordre de grandeur de l'erreur de mesure (2.4°). De façon similaire, Hwang et al. n'avaient pas relevé de différence significative de correction de la gibbosité en comparant des groupes de patients ayant reçu une technique Segmentaire et En Bloc (Hwang et al., 2012a).

L'intérêt d'ajouter une manœuvre de dérotation vertébrale à la stratégie chirurgicale pour corriger en 3D a pu être démontré grâce à l'analyse biomécanique des techniques chirurgicales. Lors de la simulation de la technique de rotation de la tige sans dérotation supplémentaire, aucune correction de la rotation axiale apicale n'était obtenue, contrairement aux résultats observés après l'exécution d'une dérotation (article 3). Ces résultats renforcent l'idée que la manœuvre de rotation de la tige ne suffit pas à atteindre une correction dans les 3 plans anatomiques (Lee et al., 2004), et justifient la nécessité de la pratique d'une manœuvre de dérotation lors de la chirurgie d'instrumentation pour corriger en 3D.

Ce travail de recherche a mis en évidence l'importance d'une analyse plus globale de la correction du plan transverse. Bien que la déformation en rotation axiale soit maximale à l'apex de la courbure, la déformation dans le plan transverse se retrouve tout le long du rachis. Au travers de ce projet, l'intérêt d'une vision de la déformation scoliotique comme une accumulation de rotations axiales intervertébrales est confirmée. En termes de rotations intervertébrales, la déformation est minimale à l'apex, et maximale aux jonctions des courbures (Courvoisier et al., 2013). L'évaluation de la correction de la Torsion Mécanique Cumulative permet d'identifier la détorsion réelle du rachis, indépendamment de la correction de la rotation de la vertèbre apicale. Cet indice permet de s'affranchir du problème de référence de la rotation (par rapport au plan sagittal, au bassin, à la vertèbre neutre, etc.).

L'analyse rétrospective des cas cliniques a identifié la manœuvre Segmentaire comme celle permettant d'atteindre une détorsion du rachis significativement supérieure à celle obtenue par la manœuvre En Bloc (50% vs 38% de correction en moyenne). Cette différence peut être attribuée au fait que la technique Segmentaire se base sur une manipulation locale adaptée à la déformation intervertébrale, par l'application d'une force individuelle permettant de maximiser la correction à chaque niveau instrumenté. L'impact clinique de la correction de l'indice de Torsion Mécanique Cumulative reste cependant à être établi, et sa précision évaluée.

Cependant, l'étude de cas chirurgicaux comporte certaines limites pour la comparaison des résultats de correction obtenus par chacune des manœuvres. Bien qu'il n'y ait pas de différence significative entre les déformations 3D préopératoires moyennes entre les groupes, plusieurs paramètres n'ont pas pu être considérés dans l'analyse, de par la nature rétrospective de l'étude : flexibilité des courbures, cintrage des tiges, ostéotomies, manœuvres supplémentaires...etc., susceptibles d'impacter les résultats de correction (Sangiorgio et al., 2013; Wang et al., 2016). L'analyse biomécanique à l'aide du modèle numérique a permis de s'affranchir de l'effet de ces paramètres non contrôlables dans le cadre d'une étude clinique, en les considérant tous à des valeurs identiques de référence. En faisant varier uniquement le type de manœuvre de dérotation entre les simulations de chirurgie, l'effet de la manœuvre de dérotation sur la correction a pu être isolé et analysé plus finement. Cette analyse numérique a permis de renforcer les conclusions des résultats de correction du plan transverse obtenus par l'analyse de cas cliniques. L'outil de

simulation numérique a également offert la possibilité d'extraire des informations relatives aux chargements supportés par les implants durant les manœuvres de dérotation, ce qui est difficilement mesurable intra- ou post-opérativement sur des cas cliniques. L'analyse biomécanique a montré que, pour atteindre des corrections similaires de la rotation axiale apicale, les manœuvres En Bloc et Segmentaire mettaient en jeu des efforts transitoires différents sur les implants manipulés: la dérotation En Bloc à l'aide d'un montage bilatéral générait des moments médio-latéraux moyens moins importants sur les implants des vertèbres dérotées que les autres techniques de dérotation (2.1 Nm avec En Bloc bilatéral vs. 6.5 Nm avec Segmentaire). Ainsi, ce résultat conforte l'idée que cette technique est plus sécuritaire en diminuant le risque de balayage des implants (Chang et Lenke, 2009; Cheng et al., 2010; Wagner et al., 2011). Cheng et al. ont investigué l'effort appliqué sur le montage de dérotation menant à la rupture de l'ancrage pour différents systèmes de dérotation à l'aide de vertèbres cadavériques, et montré que l'effort à la rupture augmentait de manière quasi-linéaire avec le nombre de dérotateurs utilisés (de 4.0 Nm pour un dérotateur simple unilatéral à 42.5 Nm pour un montage en Bloc composé de 8 dérotateurs)

L'impact du cintrage différentiel entre les tiges concave et convexe dans la correction du plan transverse a également pu être mis en évidence à l'aide de la simulation. L'ajout de 30 mm de déflexion entre les tiges a amélioré la correction de la torsion de 16%. Sa contribution dans la correction de la rotation axiale apicale a été précédemment montrée dans le cadre d'études cliniques et numériques (Le Navéaux et al., 2017; Seki et al., 2016). L'étude biomécanique de Wang et al. a démontré que la technique de cintrage différentiel générait un moment de dérotation suffisant pour corriger la rotation axiale apicale, mais qu'elle impliquait également des efforts axiaux importants, susceptibles de conduire à un descellement de l'instrumentation, avec une augmentation de 94 N (SD 68 N) à 252 N (SD 159 N) lorsque la différence de courbure des tiges augmentait de 25° à 60° (Wang et al., 2016).

La correction de la torsion mécanique évaluée sur les cas chirurgicaux était limitée à 50% en moyenne, et ce malgré la manipulation locale de la déformation intervertébrale avec la manœuvre Segmentaire. La déformation intrinsèque des vertèbres peut être à l'origine de cette limitation.

Schlösser et al. ont montré qu'un tiers de la torsion du rachis est interne à la vertèbre (torsion intra-vertébrale), et ne peut donc être corrigée par les manœuvres de dérotation (Schlösser et al., 2014). En outre, le « succès » de la manipulation de dérotation dépend de l'expérience du chirurgien, car l'application d'efforts trop importants sur les outils de dérotation peut mener à une fracture de l'interface os-implant, mais des efforts insuffisants à une sous-correction de la déformation.

Les résultats de ces 3 études permettent de valider l'hypothèse 1 de cette thèse : « *la manœuvre de dérotation Segmentaire permet une détorsion du rachis significativement supérieure à celle obtenue par la manœuvre En Bloc (différence de correction de Torsion Mécanique Cumulative > 10%)* ». Les deux types de manœuvres de dérotation permettent d'obtenir une correction similaire de la rotation axiale apicale, mais la manœuvre Segmentaire permet d'obtenir une correction plus locale de toute la déformation dans le plan transverse.

Impact des ajustements de la stratégie d'exécution d'une manœuvre de dérotation sur la correction du plan transverse et les efforts générés à l'interface implant-vertèbre (hypothèse 2)

L'analyse biomécanique des manœuvres de dérotation a permis de fournir des analyses complémentaires sur l'effet des ajustements de la stratégie d'exécution des différentes dérotation que ne permettait pas l'évaluation de cas opérés. L'outil de simulation numérique a offert la possibilité de comparer différentes options d'exécution au sein d'une même technique sur un même cas scoliotique. La simulation de plusieurs variations d'exécution des manœuvres de dérotation, pertinentes selon le jugement de deux chirurgiens pratiquant ces manœuvres, a mis en évidence les mécanismes de correction différents selon la stratégie de dérotation.

La manœuvre En Bloc entraîne tout le rachis en rotation si les vertèbres neutres en rotation ne sont pas maintenues en position par l'application d'une contre-torsion. Cette stratégie induit une correction de la rotation axiale apicale, mais n'entraîne pas le rachis en détorsion, i.e absence correction des rotations intervertébrales. Ce phénomène a également été observé dans les cas cliniques présentés par Courvoisier et al. (Courvoisier et al., 2015). Ainsi, une contre-torsion doit

être appliquée sur les vertèbres neutres supérieures et inférieures, par le maintien des vertèbres neutre grâce à des dérotateurs ou le serrage des implants sur la tige, afin de maximiser la correction du plan transverse en réalisant une détorsion du rachis. Ce gain de correction s'accompagne cependant d'une augmentation significative des moments médio-latéraux (1.8 Nm, $p < 0.05$) sur les implants des vertèbres dérotés.

La technique Segmentaire permet quant à elle une correction incrémentale de la déformation, mais peut induire une sur-correction à chaque étape de la dérotation dans les niveaux adjacents à la vertèbre manipulée, qui doit être corrigée par la suite. Étendre la dérotation Segmentaire sur l'intégralité du rachis instrumenté permet de maximiser la correction du plan transverse, sans pour autant impacter les efforts moyens supportés par les implants des vertèbres dérotés.

Pour atteindre des corrections similaires de la rotation axiale apicale, les techniques mettent en jeu des efforts d'amplitudes et d'orientations différentes selon si un pont est utilisé pour lier les dérotateurs placés des côtés concave et convexe. La triangulation des dérotateurs à l'aide d'un pont diminue les moments medio-latéraux moyens de 77% (9.1Nm vs. 2.1Nm) pour la technique En Bloc et de 29% (7.6Nm vs. 5.4Nm) pour la technique Segmentaire. En contrepartie, l'utilisation d'un pont multiplie les efforts axiaux d'arrachement (de 22N à 197N) avec la technique Segmentaire. Les efforts générés sur les implants durant la dérotation peuvent être à l'origine de bris de l'interface implant-vertèbre, comme reporté dans 2.2% des cas instrumentés avec une manœuvre de dérotation Segmentaire par Wagner et al. D'un point de vue clinique, les moments médio-latéraux peuvent entraîner des tassements osseux, voire des fractures du canal pédiculaire, et causer des complications neurologiques (fracture médiale) ou vasculaires (fracture latérale), ce qui n'a pas été rapporté dans les cas étudiés. Kothe et al. ont montré que le mur du cortex médial est 2 à 3 fois plus épais que du côté latéral, indiquant que le canal rachidien est mieux protégé d'une brèche (Kothe et al., 1996). Des efforts axiaux excessifs peuvent induire quant à eux un déchaussement partiel ou un arrachement total de la vis pédiculaire durant la manœuvre. Le choix d'utiliser un pont pour lier les dérotateurs repose donc sur un compromis à faire selon l'intégrité de l'interface os-implant.

Les résultats de simulation ont montré qu'il était possible d'atteindre des corrections identiques dans le plan transverse, que la dérotation En Bloc soit pratiquée avant ou après l'insertion de la 2^{ème} tige. Cependant, la dérotation pratiquée avec les deux tiges installées augmente les efforts

axiaux supportés par les implants des vertèbres dérotées de 130% (de 92N à 212N), et donc impacte d'autant les risques d'arrachement des implants. D'un point de vue mécanique, l'installation de la 2^{ème} tige avant la dérotation réduit le nombre de degrés de liberté entre les vertèbres d'une unité fonctionnelle. L'application d'une force de dérotation supplémentaire génère alors des surcontraintes dans le montage. Cependant, dans la simulation de la manœuvre de dérotation, une force de dérotation croissante était appliquée jusqu'à ce que la vertèbre atteigne la rotation axiale souhaitée à l'aide d'un contrôle en déplacement. Il est possible que sur des cas cliniques, le chirurgien ne cherche pas à atteindre autant de correction après avoir inséré la 2^{ème} tige, pour limiter les efforts sur les implants et diminuer le risque d'arrachement. L'étude clinique analogue présentée par Giacomini et al. (2015) abonde dans ce sens, et rapporte que les dérotation pratiquées sans tige / avec 1 tige / avec 2 tiges insérées obtenaient une correction de la rotation axiale apicale de 62% / 56% / 50% ($p < 0.05$).

Les résultats de l'analyse biomécanique nous amènent à confirmer l'hypothèse 2, à savoir que *« les ajustements de la stratégie d'exécution de la manœuvre de dérotation impactent la correction obtenue et les efforts supportés par les implants durant la dérotation »*.

Effet de la dérotation vertébrale sur le plan sagittal (hypothèse 3)

L'augmentation de la correction de la rotation vertébrale n'induisait pas de diminution de la cyphose thoracique. Une corrélation faible mais statistiquement significative ($r=0.4$, $p=0.027$) entre la correction de la rotation axiale apicale et l'augmentation de cyphose thoracique a même été notée avec la pratique de la manœuvre Segmentaire. L'analyse de cas chirurgicaux a montré une augmentation de la cyphose des cas hypocyphotiques, et un maintien pour les cas normocyphotiques. Ces résultats corroborent le concept présenté par Luk et al (Luk et al., 2012) qui soutient que la cyphose thoracique obtenue en inflexion latérale tend vers une normalisation causée par le couplage entre les plans anatomiques. Les différences de cyphoses postopératoires obtenues entre les groupes de patients ayant reçu une dérotation Segmentaire et En Bloc peuvent être attribuées aux spécificités du chirurgien, notamment le cintrage donné aux tiges et les manœuvres pratiquées pour restaurer la cyphose (technique de distraction), qui n'ont pas été contrôlées dans cette étude. Par contre, dans l'analyse biomécanique des différentes stratégies de

dérotation, la forme de tiges était maintenue constante entre les simulations, et les différentes dérotations résultaient en des cyphoses similaires. L'absence de la représentation du comportement plastique des tiges dans le modèle numérique peut cependant avoir induit une sous-estimation de l'aplatissement des tiges durant les manœuvres.

Selon l'analyse de Newton et al., le réaligement des vertèbres en rotation par les dérotations est en théorie amené à révéler l'hypocyphose thoracique réellement présente dans le rachis scoliotique (Newton et al., 2015; Watanabe et al., 2012). La mesure de la « cyphose segmentaire » proposée par Newton et al. a montré une augmentation significative entre les états pré- et post-opératoires avec toutes les techniques de dérotation. Cette amélioration peut être attribuée à la présence des tiges et aux efforts du chirurgien lors de l'exécution des manoeuvres de dérotation pour surmonter cet impact de la dérotation vertébrale sur le plan sagittal. L'évaluation de la « cyphose segmentaire » au stade préopératoire présente un intérêt clinique pour anticiper l'effort de restauration de la cyphose et appliquer des techniques intra-opératoires appropriées.

Les résultats des articles 2 et 3 permettent donc de réfuter l'hypothèse 3 « *la dérotation vertébrale induit une diminution de la cyphose thoracique* ».

Vérification, validation et étude de sensibilité du modèle

L'objectif de l'étape de « vérification et validation » des simulations de dérotation visait à s'assurer de la crédibilité du modèle biomécanique de simulation de chirurgie pour investiguer l'impact des différentes manœuvres de dérotation sur les efforts supportés par les implants et la correction. Cette crédibilité a été établie d'une part par la vérification de l'exactitude des équations mathématiques résolues lors des simulations, et d'autre part par la validation des résultats extraits des simulations par comparaison avec des études expérimentales (Henninger et al., 2010). La validation s'est appuyée sur trois études expérimentales: deux études *in vitro* extraites de la littérature, et une *in vivo* réalisée dans le cadre de ce travail.

Les deux études *in vitro* ont permis d'évaluer le degré avec lequel la modélisation des différents montages de dérotation représentait la réalité physique dans le cadre de tests expérimentaux sur des rachis cadavériques.

La première étude a montré que les différents systèmes de dérotation (Segmentaire unilatéral, Segmentaire bilatéral, En Bloc unilatéral, En Bloc bilatéral) étaient adéquatement modélisés pour comparer les efforts générés à l'interface implant-vertèbre lors de la manipulation des outils de dérotation. Dans la simulation, le moment médio-latéral généré à l'interface implant-vertèbre pour un même moment de dérotation appliqué sur l'outil diminuait quasi-linéairement avec le nombre de dérotateurs manipulés. L'étude expérimentale a, quant à elle, conclu que le moment appliqué sur le système de dérotation menant à la rupture augmentait quasi linéairement avec le nombre de dérotateurs manipulés. En supposant que le moment à l'interface os-implant menant à la rupture est constant parmi les implants, les résultats simulés correspondaient à ce qui ont été mesurés expérimentalement.

La deuxième étude a montré que la correction de la rotation intervertébrale résultant de l'application d'un moment de 33.3 Nm sur un montage de type En Bloc était en adéquation entre la simulation et l'expérience sur un rachis cadavérique (rotation intervertébrale de T10-T11 de 11° en simulation vs. 11.6° (SD 5.6°) en expérimental). En outre, la simulation, comme les résultats expérimentaux de l'étude de référence, induisait une répartition inégale des efforts dans les différents niveaux vertébraux impliqués dans la dérotation, avec une concentration de contrainte au niveau des vertèbres limites du montage. Cependant, cette répartition inégale était plus importante dans la simulation du fait des simplifications du modèle biomécanique, tel l'absence d'éléments qui créent une rigidité supplémentaire entre chaque vertèbre au milieu du montage de dérotation et le reste du rachis (ligaments, etc.). En outre, les systèmes de dérotation ne sont pas parfaitement rigides comme modélisés, il existe des jeux entre les différentes pièces composant le système et des tassements osseux à l'interface implant-vertèbre, ce qui a pour effet de limiter la concentration des contraintes et répartir les efforts dans le montage. Ainsi, seuls les efforts moyens ont été investigués dans l'étude biomécanique (article 3).

Les conditions aux limites imposées pour la réalisation d'expériences cadavériques *in vitro* ne permettent pas de reproduire le comportement *in vivo* avec exactitude (voir Annexe A). La nécessité de valider la modélisation des manœuvres de dérotation dans le cadre d'une chirurgie a poussé au développement d'un outil équipé d'un capteur capable de mesurer intra-opérativement les efforts appliqués par le chirurgien sur les dérotateurs (erreur max de 3N) durant la dérotation Segmentaire, et enregistrer l'angle de dérotation vertébrale résultant (erreur max de 1.7°) (voir

Annexe). L'utilisation de cet outil par un chirurgien expert de la dérotation Segmentaire sur un premier cas chirurgical de SIA lombaire a débuté la validation des simulations de chirurgie avec dérotation en confirmant l'ordre de grandeur des moments générés à l'interface implant-vertèbre durant la dérotation. Les moments à l'interface implant-vertèbre résultant des simulations de chirurgies calibrées présentées au chapitre 5.3 atteignaient jusqu'à 22.0 Nm, et les enregistrements des efforts atteignaient jusqu'à 110 N au niveau du capteur, soit 22 Nm résultant au niveau de l'implant. L'acquisition sur des cas supplémentaires de données intra-opératoires des efforts appliqués durant la dérotation et la comparaison à la simulation personnalisée de ces chirurgies permettra de compléter la validation des simulations de chirurgie avec manœuvres de dérotation.

Le développement du modèle biomécanique pour la simulation de chirurgie a nécessité de faire des approximations sur la modélisation du rachis et de l'instrumentation. Les structures intervertébrales ont été modélisées par des ressorts tridimensionnels linéaires dont les propriétés mécaniques initiales étaient basées sur des données publiées dans la littérature, puis personnalisées à celle du patient scoliotique en utilisant des tests d'inflexion latérale et un algorithme d'optimisation. Ces tests sont cependant peu reproductibles et peuvent induire des erreurs sur l'évaluation de la flexibilité des courbures (Klepps et al., 2001). De plus, la pratique d'ostéotomies durant la chirurgie tend à modifier la rigidité intervertébrale, réduisant la rigidité jusqu'à 20% dans le plan transverse (Sangiorgio et al., 2013; Wang et al., 2015). La rigidité de l'interface os-implant, modélisée en se basant sur des tests expérimentaux réalisés au sein du laboratoire, peut être variable selon la géométrie de la vis (type de filet, diamètre, etc.) (Bianco et al., 2016). L'analyse de sensibilité sur le modèle biomécanique a montré que ces approximations, bien que modifiant la valeur absolue et la répartition des efforts et moments supportés par les implants durant les manoeuvres de correction, n'impactent pas les conclusions de l'étude numérique, basée sur la comparaison relative des efforts générés par les différentes techniques de dérotations.

Ce processus de vérification, validation et analyse de sensibilité amène à penser que la modélisation numérique des dérotations peut être exploitée pour la comparaison relative de la biomécanique (efforts à l'interface implant-vertèbre et correction) des différentes techniques de dérotation, et ainsi permet d'adresser les questions de recherche de ce projet doctoral.

Limites et perspectives

La modélisation simplifiée du rachis n'incorpore pas le comportement visco-élastique et poro-élastique des ligaments et des disques, et ne tient pas compte des phénomènes de relaxation des structures intervertébrales, ce qui peut impliquer une surestimation des efforts sur l'instrumentation dans le cadre de ce travail. La modélisation de l'instrumentation elle-même peut entraîner une surestimation des efforts, comme notamment l'absence d'intégration du comportement élasto-plastique des tiges dans le modèle, alors qu'il a été démontré que les tiges se déforment plastiquement lors de la chirurgie d'instrumentation (Salmingo et al., 2016).

L'impact d'autres variations dans la technique d'exécution des dérotations sur la correction 3D restent encore à être évaluées, et notamment la combinaison des techniques En Bloc et Segmentaire, ou une technique impliquant la cage thoracique sur laquelle certains chirurgiens recommandent de pousser pour maximiser la correction durant la dérotation (Chang et Lenke, 2009). En outre, l'étude biomécanique s'est concentrée sur des scolioses thoraciques (de type Lenke 1), dont la déformation est la plus courante au sein des cas scoliotiques puisqu'estimée à 51% des cas (Lenke et al., 2002). De futurs travaux plus exhaustifs, incluant des courbures scoliotiques lombaires ou doubles, restent à être menés afin de déterminer la stratégie de dérotation optimale pour ces autres cas.

CHAPITRE 8 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Le premier objectif de ce projet de thèse était de décrire et comparer la correction 3D locale et globale obtenue chirurgicalement grâce à différentes techniques de dérotation vertébrale (VD).

L'évaluation de la précision et l'exactitude de sept méthodes de mesure de la rotation axiale vertébrale à l'aide d'un montage expérimental a permis d'orienter le choix de la méthode de mesure la plus adaptée à ce projet. La méthode d'évaluation de la rotation axiale basée sur la reconstruction 3D surfacique des vertèbres à l'aide du logiciel SterEOS a démontré sa capacité à évaluer la correction obtenue entre l'état préopératoire et postopératoire, malgré la présence de l'instrumentation. Par la suite, une analyse rétrospective de 77 cas de scoliose avec une courbure thoracique majeure droite, opérés par différentes techniques chirurgicales a été menée. Cette étude a révélé que les manœuvres de dérotation En Bloc et Segmentaire permettaient d'obtenir une correction des courbures scoliotiques dans les trois plans anatomiques (correction obtenue par les techniques En Bloc/Segmentaire : angle de Cobb thoracique 70%/73%; rotation axiale apicale 36%/53%; torsion mécanique cumulative 38%/50%; cyphose thoracique +2°/-3°). La rotation axiale de la vertèbre apicale, où la déformation dans le plan transverse est maximale, était corrigée de manière similaire par les techniques de dérotation En Bloc et Segmentaire, avec une différence de rotation axiale apicale postopératoire inférieure à 3°. En revanche, la manipulation individuelle de chaque niveau instrumenté par la technique Segmentaire a permis d'atteindre une correction plus locale du plan transverse, améliorant ainsi la détorsion du rachis par rapport à la technique En Bloc (détorsion de 50% vs. 38%)

Cette thèse a démontré que l'amélioration de la rotation axiale par les manœuvres de dérotation n'impliquait pas une diminution systématique de la cyphose thoracique, crainte souvent rapportée. Au contraire, une tendance vers la restauration du plan sagittal à l'intérieur de la plage de cyphoses « normales » (20°-40°) a été notée avec la pratique des manœuvres de dérotation, impliquant une augmentation de la cyphose des cas hypo-cyphotiques

Des modèles numériques biomécaniques personnalisés de simulation de chirurgie de scoliose avec manœuvres de dérotation vertébrale ont par la suite été développés afin de simuler

différentes approches de correction (objectif 2). L'analyse biomécanique des manœuvres de dérotation a permis de s'affranchir des nombreux paramètres non contrôlables dans le cadre de l'étude rétrospective (flexibilité des courbures, type et densité d'implants, cintrage des tiges, manœuvres de correction supplémentaires... etc.) pouvant impacter les résultats de correction. Ainsi, la comparaison des manœuvres à l'aide du simulateur chirurgical, en isolant l'effet des dérotations uniquement, a confirmé les résultats de l'étude clinique en termes de correction du plan transverse. Cette étude a également mis en évidence l'intérêt d'ajouter une manoeuvre de dérotation en complément de la technique de rotation de la tige pour obtenir une correction du plan transverse. L'effet limité du cintrage différentiel entre les tiges pour la correction du plan transverse a également été relevé (correction de la rotation axiale apicale de 16% en moyenne). L'exploitation des modèles biomécaniques a permis d'analyser les mécanismes de correction intervenant dans les différentes manoeuvres de dérotation (objectif 3). Plusieurs options d'exécution de chaque manœuvre de dérotation ont été identifiées auprès de chirurgiens afin d'évaluer l'influence du choix de la stratégie d'exécution sur la correction 3D et les efforts supportés par l'instrumentation. La simulation numérique a permis de vérifier que les choix de la stratégie d'exécution par le chirurgien influencent de façon significative la correction et les efforts : le type de montage (unilatéral vs bilatéral) et la séquence d'exécution des manœuvres chirurgicales ont démontré avoir un impact (voir la section « recommandations cliniques » ci-après)

Recommandations cliniques

Ce projet doctoral a donc mis en évidence l'importance des choix relatifs à la stratégie de dérotation lors de la chirurgie d'instrumentation du rachis par abord postérieur. Plusieurs recommandations cliniques pour maximiser la correction 3D et prévenir les risques de bris d'instrumentation peuvent être extraites de ce travail de recherche:

- Exécuter une manœuvre de dérotation dans la stratégie chirurgicale permet d'obtenir une correction du plan transverse, locale (rotation axiale apicale) et globale (torsion mécanique cumulative).
- Utiliser une manoeuvre de dérotation Segmentaire permet d'atteindre une meilleure détorsion

du rachis qu'une manœuvre En Bloc.

- Les vertèbres neutres du montage doivent être maintenues lors de la manœuvre En Bloc des niveaux apicaux afin de maximiser la détorsion du rachis.
- La dérotation vertébrale peut être pratiquée sans risque d'induire un aplatissement de la cyphose thoracique.
- La manœuvre de dérotation devrait être pratiquée avant l'insertion de la 2^{ème} tige afin de limiter les efforts axiaux qui tendent à déchausser les implants.
- Le risque de balayage des implants peut être réduit par l'utilisation d'un pont pour lier les dérotateurs des côtés concave et convexe, en contrepartie de l'augmentation du risque de déchaussement
- L'utilisation d'un montage En Bloc bilatéral réduit les efforts moyens supportés par les implants utilisés pour la dérotation, bien qu'augmenter le nombre de dérotateurs n'implique pas une diminution proportionnelle des moments supportés par les implants.
- La méthode de Nash Moe pour la mesure de la rotation axiale est à proscrire compte tenu de son inexactitude.
- La méthode de mesure de la rotation axiale basée sur la reconstruction 3D surfacique des vertèbres (SterEOS) est à favoriser car elle permet une meilleure appréciation de la déformation dans le plan transverse.

Perspectives

Plusieurs réalisations permettraient d'approfondir la compréhension de l'impact du choix de la technique de dérotation pour le patient. Les résultats cliniques obtenus par les différentes stratégies de dérotation, tels le score du questionnaire SRS22 pour l'évaluation de la qualité de vie, la mesure de la gibbosité et la topographie de surface, devraient être investigués afin de compléter les analyses de correction 3D du rachis. D'autres paramètres, découlant directement ou indirectement du choix de la manoeuvre de dérotation (durée de la chirurgie, perte de sang, nombre d'implants utilisés, nombre de niveaux fusionnés, flux lors de la chirurgie, etc.) pourraient également compléter la comparaison des manoeuvres de dérotation. Une étude clinique prospective randomisée permettrait de valider les résultats présentés dans cette thèse.

L'outil de modélisation pourrait être raffiné en intégrant le comportement non linéaire des structures intervertébrales (Jalalian et al., 2017) ainsi que l'action de la cage thoracique, jusqu'alors non représentés de par le manque de données expérimentales (Liebsch et al., 2017). A long terme, le modèle ainsi adapté et validé expérimentalement pourrait aider les cliniciens à prédire les résultats de la chirurgie en termes de correction du rachis et d'apparence externe du tronc. Ceci permettrait d'assister les décisions préopératoires pour réduire les risques reliés au dérotation et guider la stratégie de dérotation pour un traitement optimal de chaque patient atteint de scoliose.

BIBLIOGRAPHIE

Abshire, B.B., McLain, R.F., Valdevit, A., Kambic, H.E., 2001. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *The Spine Journal* 1, 408-414.

Alvarez, I.C., R; Carrascoso, J; Moreno, P. Spine Unit. Quiron, 2011. Pedicle screw impactation in the aorta after direct vertebral rotation, Eurospine Milan, Italy

Asghar, J., Samdani, A.F., Pahys, J.M., D'Andrea, L.P., Guille, J.T., Clements, D.H., Betz, R.R., Group, H.S., 2009. Computed tomography evaluation of rotation correction in adolescent idiopathic scoliosis: a comparison of an all pedicle screw construct versus a hook-rod system. *Spine* 34, 804-807.

Atmaca, H., Inanmaz, M.E., Bal, E., Caliskan, I., Kose, K.C., 2014. Axial plane analysis of Lenke 1A adolescent idiopathic scoliosis as an aid to identify curve characteristics. *The Spine Journal*.

Aubin, C.E., 2016. How Does 3D Understanding Aid in Classifying AIS? , IMAST-Instructional Course Lectures: Pediatric Deformity: Common Challenges in Treatment and Correction., Washington, USA.

Aubin, C.E., Bellefleur, C., Joncas, J., de Lanauze, D., Kadoury, S., Blanke, K., Parent, S., Labelle, H., 2011. Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis. *Spine* 36, E780.

Aubin, C.E., Petit, Y., Stokes, I., Poulin, F., Gardner-Morse, M., Labelle, H., 2003. Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering* 6, 27-32.

Aubin, C.E., Descrimes, J.L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., Labelle, H., 1995. Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Annales de chirurgie* 49, 749-761.

Aubin, C.E., Labelle, H., Chevretils, C., Desroches, G., Clin, J., Eng, A.B.M., 2008. Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine* 33, 2143-2152.

- Badve, S.A., Ordway, N.R., Albanese, S.A., Lavelle, W.F., 2015. Toward a better understanding of direct vertebral rotation for AIS surgery: development of a multisegmental biomechanical model and factors affecting correction. *The Spine Journal* 15, 1034-1040.
- Beauchamp, M., Labelle, H., Grimard, G., Stanciu, C., Poitras, B., Dansereau, J., 1993. Diurnal variation of Cobb angle measurement in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 18, 1581-1583.
- Bianco, R., 2015. Biomécanique de l'ancrage de vis pédiculaires pour l'instrumentation du rachis. École Polytechnique de Montréal.
- Bianco, R.-J., Aubin, C.E., Mac-Thiong, J.-M., Wagnac, E., Arnoux, P.-J., 2016. Pedicle screw fixation under nonaxial loads: a cadaveric study. *Spine* 41, E124-E130.
- Biswas, D., Bible, J.E., Bohan, M., Simpson, A.K., Whang, P.G., Grauer, J.N., 2009. Radiation exposure from musculoskeletal computerized tomographic scans. *JBJS* 91, 1882-1889.
- Borkowski, S.L., Sangiorgio, S.N., Bowen, R.E., Scaduto, A.A., He, B., Bauer, K.L., Ebramzadeh, E., 2016. Strength of Thoracic Spine Under Simulated Direct Vertebral Rotation: A Biomechanical Study. *Spine Deformity* 4, 85-93.
- Brink, R.C., Colo, D., Schlösser, T.P., Vincken, K.L., van Stralen, M., Hui, S.C., Shi, L., Chu, W.C., Cheng, J.C., Castelein, R.M., 2017. Upright, prone, and supine spinal morphology and alignment in adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis and spinal disorders* 12, 6.
- Busscher, I., van Dieën, J.H., Kingma, I., van der Veen, A.J., Verkerke, G.J., Veldhuizen, A.G., 2009. Biomechanical characteristics of different regions of the human spine: an in vitro study on multilevel spinal segments. *Spine* 34, 2858-2864.
- Cahill, P.J., Wang, W., Asghar, J., Booker, R., Betz, R.R., Ramsey, C., Baran, G., 2012. The use of a transition rod may prevent proximal junctional kyphosis in the thoracic spine after scoliosis surgery: a finite element analysis. *Spine* 37, E687-E695.
- Cammarata, M., Aubin, C.E., Wang, X., Mac-Thiong, J.-M., 2014. Biomechanical risk factors for proximal junctional kyphosis: a detailed numerical analysis of surgical instrumentation variables. *Spine* 39, E500-E507.
- Carlson, B.B., Burton, D.C., Asher, M.A., 2013. Comparison of trunk and spine deformity in adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis* 8, 2.
- Chagnon, A., 2009. Étude biomécanique de la dégénérescence du disque intervertébral à l'aide d'un modèle éléments finis poroélastique. École Polytechnique de Montréal.

- Chang, M.S., Lenke, L.G., 2009. Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis. *Operative Techniques in Orthopaedics* 19, 19-23.
- Chen, W., Le, L.H., Lou, E.H., 2016. Reliability of the axial vertebral rotation measurements of adolescent idiopathic scoliosis using the center of lamina method on ultrasound images: in vitro and in vivo study. *European Spine Journal* 25, 3265-3273.
- Cheng, I., Hay, D., Iezza, A., Lindsey, D., Lenke, L.G., 2010. Biomechanical analysis of derotation of the thoracic spine using pedicle screws. *Spine* 35, 1039-1043.
- Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C.E., Labelle, H., de Guise, J.A., 1999. Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *International journal of pattern recognition and artificial intelligence* 13, 761-779.
- Cheriet, F., Laporte, C., Kadoury, S., Labelle, H., Dansereau, J., 2007. A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. *Ieee T Bio-Med Eng* 54, 1356-1358.
- Cidambi, K.R., Glaser, D.A., Bastrom, T.P., Nunn, T.N., Ono, T., Newton, P.O., 2012. Postoperative changes in spinal rod contour in adolescent idiopathic scoliosis: an in vivo deformation study. *Spine* 37, 1566-1572.
- Courvoisier, A., Drevelle, X., Dubousset, J., Skalli, W., 2013. Transverse plane 3D analysis of mild scoliosis. *European Spine Journal* 22, 2427-2432.
- Courvoisier, A., Garin, C., Vialle, R., Kohler, R., 2015. The change on vertebral axial rotation after posterior instrumentation of idiopathic scoliosis. *Child's Nervous System* 31, 2325-2331.
- Cui, G., Watanabe, K., Nishiwaki, Y., Hosogane, N., Tsuji, T., Ishii, K., Nakamura, M., Toyama, Y., Chiba, K., Matsumoto, M., 2012. Loss of apical vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: 2-year follow-up using multi-planar reconstruction computed tomography. *European Spine Journal* 21, 1111-1120.
- Dansereau, J., Stokes, I.A., 1988. Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *Journal of biomechanics* 21, 893-901.
- de Kleuver, M., Lewis, S.J., Gersmisch, N.M., Kamper, S.J., Alanay, A., Berven, S.H., Cheung, K.M., Ito, M., Lenke, L.G., Polly, D.W., Qiu, Y., van Tulder, M., Shaffrey, C., 2014. Optimal surgical care for adolescent idiopathic scoliosis: an international consensus. *European spine*

journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.

Delorme, S., Petit, Y., De Guise, J.A., Labelle, H., Aubin, C.E., Dansereau, J., 2003. Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 50, 989-998.

Demura, S., Yaszay, B., Carreau, J.H., Upasani, V.V., Bastrom, T.P., Bartley, C.E., Newton, P.O., 2013. Maintenance of thoracic kyphosis in the 3D correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis using direct vertebral derotation. *Spine Deformity* 1, 46-50.

Deschênes, S., Charron, G., Beaudoin, G., Labelle, H., Dubois, J., Miron, M.-C., Parent, S., 2010. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine* 35, 989-994.

Di Silvestre, M., Lolli, F., Bakaloudis, G., Maredi, E., Vommaro, F., Pastorelli, F., 2013. Apical vertebral derotation in the posterior treatment of adolescent idiopathic scoliosis: myth or reality? *European Spine Journal* 22, 313-323.

Dimeglio, A., Canavese, F., 2013. Progression or not progression? How to deal with adolescent idiopathic scoliosis during puberty. *Journal of children's orthopaedics* 7, 43-49.

Donzelli, S., Poma, S., Balzarini, L., Borboni, A., Respizzi, S., Villafane, J.H., Zaina, F., Negrini, S., 2015. State of the art of current 3-D scoliosis classifications: a systematic review from a clinical perspective. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 12, 91.

Driscoll, C.R., Aubin, C.E., Canet, F., Labelle, H., Dansereau, J., 2012. Impact of prone surgical positioning on the scoliotic spine. *Clinical Spine Surgery* 25, 173-181.

Driscoll, M., Mac-Thiong, J.-M., Labelle, H., Slivka, M., Stad, S., Parent, S., 2013. Biomechanical assessment of reduction forces measured during scoliotic instrumentation using two different screw designs. *Spine deformity* 1, 94-101.

Dubousset, J., Cotrel, Y., 1991. Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities. *Clinical orthopaedics and related research* 264, 103-110.

Erdemir, C., Musaoğlu, R., Selek, Ö., Gök, Ü., Şarlak, A.Y., 2015. Distal fusion level selection in Lenke 1A curves according to axial plane analyses. *The Spine Journal* 15, 2378-2384.

Fradet, L., Wang, X., Lenke, L.G., Aubin, C.E., 2016. Biomechanical analysis of proximal junctional failure following adult spinal instrumentation using a comprehensive hybrid modeling approach. *Clinical Biomechanics* 39, 122-128.

- Galbusera, F., Bassani, T., La Barbera, L., Ottardi, C., Schlager, B., Brayda-Bruno, M., Villa, T., Wilke, H.-J., 2015. Planning the surgical correction of spinal deformities: toward the identification of the biomechanical principles by means of numerical simulation. *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 3.
- Gardner-Morse, M., Stokes, I.A., 1994. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Journal of biomechanics* 27, 177-181.
- Gardner-Morse, M.G., Stokes, I.A., 2004. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *Journal of Biomechanics* 37, 205-212.
- Garo, A., Arnoux, P.J., Wagnac, E., Aubin, C.E., 2011. Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. *Medical & biological engineering & computing* 49, 1371-1379.
- Ghista, D., Viviani, G., Subbaraj, K., Lozada, P., Srinivasan, T., Barnes, G., 1988. Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *Journal of biomechanics* 21, 77-88.
- Giacomini, S., Di Silvestre, M., Lolli, F., Vommaro, F., Martikos, K., Maredi, E., Baioni, A., Greggi, T., 2015. Is there a better derotation manoeuvre in posterior correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis? *Scoliosis* 10, O69. doi:10.1186/1748-7161-1110-S1181-O1169.
- Harris, J.A., Mayer, O.H., Shah, S.A., Campbell, R.M., Balasubramanian, S., 2014. A comprehensive review of thoracic deformity parameters in scoliosis. *European Spine Journal* 23, 2594-2602.
- Hasler, C.C., 2013. A brief overview of 100 years of history of surgical treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of children's orthopaedics* 7, 57-62.
- Hattori, T., Sakaura, H., Iwasaki, M., Nagamoto, Y., Yoshikawa, H., Sugamoto, K., 2011. In vivo three-dimensional segmental analysis of adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 20, 1745-1750.
- Hayashi, K., Upasani, V.V., Pawelek, J.B., Aubin, C.E., Labelle, H., Lenke, L.G., Jackson, R., Newton, P.O., 2009. Three-dimensional analysis of thoracic apical sagittal alignment in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 34, 792-797.
- Henao, J., Aubin, C.E., Labelle, H., Arnoux, P.-J., 2016. Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 19, 901-910.

- Henninger, H.B., Reese, S.P., Anderson, A.E., Weiss, J.A., 2010. Validation of computational models in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 224, 801-812.
- Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., Wilke, H.-J., 2007. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *Journal of biomechanics* 40, 271-280.
- Hirano, T., Hasegawa, K., Takahashi, H.E., Uchiyama, S., Hara, T., Washio, T., Sugiura, T., Yokaichiya, M., Ikeda, M., 1997. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine* 22, 2504-2510.
- Humbert, L., De Guise, J.A., Aubert, B., Godbout, B., Skalli, W., 2009. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical engineering & physics* 31, 681-687.
- Hwang, S.W., Samdani, A.F., Cahill, P.J., 2012a. The impact of segmental and en bloc derotation maneuvers on scoliosis correction and rib prominence in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of neurosurgery. Spine* 16, 345-350.
- Hwang, S.W., Samdani, A.F., Gressot, L.V., Hubler, K., Marks, M.C., Bastrom, T.P., Betz, R.R., Cahill, P.J., 2012b. Effect of direct vertebral body derotation on the sagittal profile in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 21, 31-39.
- Illés, T., Somoskeöy, S., 2012. The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *International orthopaedics* 36, 1325-1331.
- Inceoglu, S., Ferrara, L., McLain, R.F., 2004. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *The spine journal* 4, 513-518.
- Jalalian, A., Tay, F.E.H., Arastehfar, S., Liu, G., 2017. A new method to approximate load-displacement relationships of spinal motion segments for patient-specific multi-body models of scoliotic spine. *Medical & biological engineering & computing* 55, 1039-1050.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Beauséjour, M., Stokes, I.A., Parent, S., Labelle, H., 2009. A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 18, 23-37.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C., Labelle, H., 2007. A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Medical & biological engineering & computing* 45, 591-602.

- Kim, S.-S., Kim, J.-H., Suk, S.-I., 2017. Effect of Direct Vertebral Rotation on the Uninstrumented Lumbar Curve in Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Asian spine journal* 11, 127-137.
- King, H.A., Moe, J.H., Bradford, D.S., Winter, R.B., 1983. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 65, 1302-1313.
- Klepps, S.J., Lenke, L.G., Bridwell, K.H., Bassett, G.S., Whorton, J., 2001. Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 26, E74-E79.
- Koller, H., Schulte, T.L., Meier, O., Koller, J., Bullmann, V., Hitzl, W., Mayer, M., Lange, T., Schmücker, J., 2017. The influence of isolated thoracoplasty on the evolution of pulmonary function after treatment of severe thoracic scoliosis. *European Spine Journal*, 1-10.
- Kosmopoulos, V., Schizas, C., 2007. Pedicle screw placement accuracy: a meta-analysis. *Spine* 32, E111-E120.
- Kothe, R., O'holleran, J.D., Liu, W., Panjabi, M.M., 1996. Internal architecture of the thoracic pedicle: an anatomic study. *Spine* 21, 264-270.
- Kuklo, T.R., Potter, B.K., Lenke, L.G., 2005. Vertebral rotation and thoracic torsion in adolescent idiopathic scoliosis: what is the best radiographic correlate? *Journal of spinal disorders & techniques* 18, 139-147.
- Labelle, H., Aubin, C.E., Jackson, R., Lenke, L., Newton, P., Parent, S., 2011. Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *Journal of Pediatric Orthopaedics* 31, S37-S45.
- Labelle, H., Bellefleur, C., Stokes, I.A., 1995. Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine* 20, 2487-2492.
- Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F., Skalli, W., 2004. 3D finite element simulation of Cotrel–Dubousset correction. *Computer Aided Surgery* 9, 17-25.
- Lam, G.C., Hill, D.L., Le, L.H., Raso, J.V., Lou, E.H., 2008. Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods. *Scoliosis* 3, 16.
- Langensiepen, S., Semler, O., Sobottke, R., Fricke, O., Franklin, J., Schönau, E., Eysel, P., 2013. Measuring procedures to determine the Cobb angle in idiopathic scoliosis: a systematic review. *European Spine Journal* 22, 2360-2371.

- Larson, A.N., Santos, E.R., Polly, D.W., Jr., Ledonio, C.G., Sembrano, J.N., Mielke, C.H., Guidera, K.J., 2012. Pediatric pedicle screw placement using intraoperative computed tomography and 3-dimensional image-guided navigation. *Spine* 37, E188-194.
- Le Bras, A., Laporte, S., Mitton, D., de Guise, J.A., Skalli, W., 2002. 3D detailed reconstruction of vertebrae with low dose digital stereoradiography. *Studies in health technology and informatics* 91, 286-290.
- Le Navéaux, F., Aubin, C.E., Parent, S., Newton, P.O., Labelle, H., 2017. 3D rod shape changes in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation: how much does it impact correction? *European Spine Journal*, 1-8.
- Leborgne, P., Skalli, W., Lecire, C., Dubousset, J., Zeller, R., Lavaste, F., 1999. Simulation of CD surgery on a personalized finite element model: preliminary results. *Studies in Health Technology and Informatics*, 126-129.
- Ledonio, C.G.T., Polly, D.W., Vitale, M.G., Wang, Q., Richards, B.S., 2011. Pediatric Pedicle Screws: Comparative Effectiveness and Safety A Systematic Literature Review from the Scoliosis Research Society and the Pediatric Orthopaedic Society of North America Task Force. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 93, 1227-1234.
- Lee, C.S., Hwang, C.J., Lee, D.-H., Cho, J.H., 2017. Five major controversial issues about fusion level selection in corrective surgery for adolescent idiopathic scoliosis: a narrative review. *The Spine Journal*.
- Lee, S.-M., Suk, S.-I., Chung, E.-R., 2004. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 29, 343-349.
- Lehman Jr, R.A., Polly Jr, D.W., Kuklo, T.R., Cunningham, B., Kirk, K.L., Belmont Jr, P.J., 2003. Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine* 28, 2058-2065.
- Lenke, L.G., Betz, R.R., Clements, D., Merola, A., Hafer, T., Lowe, T., Newton, P., Bridwell, K.H., Blanke, K., 2002. Curve prevalence of a new classification of operative adolescent idiopathic scoliosis: does classification correlate with treatment? *Spine* 27, 604-611.
- Lenke, L.G., Betz, R.R., Harms, J., Bridwell, K.H., Clements, D.H., Lowe, T.G., Blanke, K., 2001. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *JBJS* 83, 1169-1181.

- Liebsch, C., Graf, N., Appelt, K., Wilke, H.-J., 2017. The rib cage stabilizes the human thoracic spine: An in vitro study using stepwise reduction of rib cage structures. *PloS one* 12, e0178733.
- Liljenqvist, U., Hackenberg, L., Link, T., Halm, H., 2001. Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Acta orthopaedica belgica* 67, 157-163.
- Liu, R.W., Yaszay, B., Glaser, D., Bastrom, T.P., Newton, P.O., 2012. A method for assessing axial vertebral rotation based on differential rod curvature on the lateral radiograph. *Spine* 37, E1120-E1125.
- Luce, F., 2004. Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose, Mémoire de maîtrise en génie mécanique. École Polytechnique de Montréal.
- Luk, K.D., Cheung, W.-Y., Wong, Y., Cheung, K.M., Wong, Y.-W., Samartzis, D., 2012. The predictive value of the fulcrum bending radiograph in spontaneous apical vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 37, E922-E926.
- Luque, E.R., 1982. The anatomic basis and development of segmental spinal instrumentation. *Spine* 7, 256-259.
- Mannen, E.M., Anderson, J.T., Arnold, P.M., Friis, E.A., 2015. Mechanical analysis of the human cadaveric thoracic spine with intact rib cage. *Journal of biomechanics* 48, 2060-2066.
- Martino, J., Aubin, C.E., Labelle, H., Wang, X.Y., Parent, S., 2013. Biomechanical Analysis of Vertebral Derotation Techniques for the Surgical Correction of Thoracic Scoliosis. *Spine* 38, E73-E83.
- Mattila, M., Jalanko, T., Helenius, I., 2013. En bloc vertebral column derotation provides spinal derotation but no additional effect on thoracic rib hump correction as compared with no derotation in adolescents undergoing surgery for idiopathic scoliosis with total pedicle screw instrumentation. *Spine* 38, 1576-1583.
- Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F., de Guise, J.A., 2000. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Medical and Biological Engineering and Computing* 38, 133-139.
- Mladenov, K.V., Vaeterlein, C., Stuecker, R., 2011. Selective posterior thoracic fusion by means of direct vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: effects on the sagittal alignment. *European Spine Journal* 20, 1114-1117.

- Nault, M.-L., Mac-Thiong, J.-M., Roy-Beaudry, M., Turgeon, I., 2014. Three-dimensional spinal morphology can differentiate between progressive and nonprogressive patients with adolescent idiopathic scoliosis at the initial presentation: a prospective study. *Spine* 39, E601.
- Negrini, S., Aulisa, A.G., Aulisa, L., Circo, A.B., de Mauroy, J.C., Durmala, J., Grivas, T.B., Knott, P., Kotwicki, T., Maruyama, T., 2012. 2011 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis* 7, 3.
- Newton, P., 2017. State of the Art: How to Correct AIS in the Sagittal and Axial Plane: How to Derotate and Kyphose the Thoracic Spine, 24th International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST), Cap Town, South Africa.
- Newton, P.O., Fujimori, T., Doan, J., Reighard, F.G., Bastrom, T.P., Misaghi, A., 2015. Defining the “Three-Dimensional Sagittal Plane” in Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 97, 1694-1701.
- Obeid, I., Aurouer, N., Hauger, O., Gille, O., Pointillart, V., Vital, J.M., 2009. 209. Axial Vertebral Rotation (AVR) Correction in All Screws Posterior Construct for Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS): Does Vertebral Column Manipulation (VCM) Help? *The Spine Journal* 9, 110S-111S.
- Panjabi, M.M., Brand, R.A., White, A.A., 1976. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of Biomechanics* 9, 185-192.
- Pankowski, R., Roclawski, M., Ceynowa, M., Mikulicz, M., Mazurek, T., Kloc, W., 2016. Direct Vertebral Rotation Versus Single Concave Rod Rotation: Low-dose Intraoperative Computed Tomography Evaluation of Spine Derotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis Surgery. *Spine* 41, 864-871.
- Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., de Guise, J.A., 2004. Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines. *Spine* 29, 239-248.
- Parent, S., Odell, T., Oka, R., Mahar, A., Newton, P., 2008. Does the direction of pedicle screw rotation affect the biomechanics of direct transverse plane vertebral derotation? *Spine* 33, 1966-1969.
- Pea, R., 2017. Reconstruction simplifiée du tronc pour le traitement de la scoliose idiopathique par corset, Mémoire de maîtrise en génie mécanique. École Polytechnique de Montréal.
- Perdriolle, R., Boffelli, N., Ousset, M., 1979. La scoliose: son étude tridimensionnelle. Maloine.

- Petit, Y., Aubin, C.E., Labelle, H., 2004. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Medical and Biological Engineering and Computing* 42, 55-60.
- Ponseti, I.V., Friedman, B., 1950. Prognosis in idiopathic scoliosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 32, 381-395.
- Poulin, F., Aubin, C.E., Stokes, I., Gardner-Morse, M., Labelle, H., 1998. Biomechanical modeling of scoliotic spine instrumentation using flexible mechanisms: Feasibility study, *Annales De Chirurgie. Elsevier france-editions scientifiques medicales* pp. 761-767.
- Roussouly, P., Chopin, D., Roy, C., Dimnet, J., 1995. *Technics and preliminary results with Colorado. Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities.* IOS Press, Amsterdam, The Netherlands, 357-361.
- Rushton, P.R., Grevitt, M.P., 2014. Do vertebral derotation techniques offer better outcomes compared to traditional methods in the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis? *European Spine Journal*, 1-11.
- Salmingo, R.A., Tadano, S., Abe, Y., Ito, M., 2016. Intraoperative implant rod three-dimensional geometry measured by dual camera system during scoliosis surgery. *Bio-medical materials and engineering* 27, 49-62.
- Samdani, A.F., Hwang, S.W., Miyanji, F., Lonner, B., Marks, M.C., Sponseller, P.D., Newton, P.O., Cahill, P.J., Shufflebarger, H.L., Betz, R.R., 2012. Direct vertebral body derotation, thoracoplasty, or both: which is better with respect to inclinometer and scoliosis research society-22 scores? *Spine* 37, E849-E853.
- Sangiorgio, S.N., Borkowski, S.L., Bowen, R.E., Scaduto, A.A., Frost, N.L., Ebramzadeh, E., 2013. Quantification of increase in three-dimensional spine flexibility following sequential Ponte osteotomies in a cadaveric model. *Spine Deformity* 1, 171-178.
- Sangole, A.P., Aubin, C.E., Labelle, H., Stokes, I.A., Lenke, L.G., Jackson, R., Newton, P., 2009. Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 34, 91-99.
- Schlösser, T.P., Colo, D., Castelein, R.M., 2015. Etiology and pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis, *Seminars in Spine Surgery.* Elsevier, pp. 2-8.
- Schlösser, T.P., van Stralen, M., Brink, R.C., Chu, W.C., Lam, T.-P., Vincken, K.L., Castelein, R.M., Cheng, J.C., 2014. Three-dimensional characterization of torsion and asymmetry of the

intervertebral discs versus vertebral bodies in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 39, E1159-E1166.

Seki, S., Kawaguchi, Y., Nakano, M., Makino, H., Mine, H., Kimura, T., 2016. Rod rotation and differential rod contouring followed by direct vertebral rotation for treatment of adolescent idiopathic scoliosis: effect on thoracic and thoracolumbar or lumbar curves assessed with intraoperative computed tomography. *The Spine Journal* 16, 365-371.

Seki, S., Newton, P.O., Yahara, Y., Makino, H., Nakano, M., Hirano, N., Kawaguchi, Y., Kimura, T., 2017. Differential Rod Contouring is Essential for Improving Vertebral Rotation in Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis: Thoracic Curves Assessed With Intraoperative CT. *Spine*.

Senkoylu, A., Cetinkaya, M., 2017. Correction manoeuvres in the surgical treatment of spinal deformities. *EFORT Open Reviews* 2, 135-140.

Shah, S.A., 2007. Derotation of the spine. *Neurosurgery Clinics of North America* 18, 339-345.

Shah, S.A., 2017. ICL: Lenke 1 ; LIV Selection, Shoulder Balance, Derotation Maneuvers, Inducing Thoracic Kyphosis, 24th International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST), Cap Town, South Africa.

Singh, H., Chang Chien, G.C., Bolash, R., 2017. Anatomy of the Spine, in: Pope, J.E., Deer, T.R. (Eds.), *Treatment of Chronic Pain Conditions: A Comprehensive Handbook*. Springer New York, New York, NY, pp. 11-20.

Srinivas, G.R., Deb, A., Kumar, M.N., Kurnool, G., 2016. Long-Term Effects of Segmental Lumbar Spinal Fusion on Adjacent Healthy Discs: A Finite Element Study. *Asian spine journal* 10, 205-214.

Steib, J.-P., Dumas, R., Mitton, D., Skalli, W., 2004. Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine* 29, 193-199.

Steinmetz, M.P., Benzel, E.C., 2016. *Benzel's Spine Surgery E-Book: Techniques, Complication Avoidance, and Management*. Elsevier Health Sciences.

Stokes, I., Gardner-Morse, M., 1993. Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine* 18, 2457-2464.

Stradiotti, P., Curti, A., Castellazzi, G., Zerbi, A., 2009. Metal-related artifacts in instrumented spine. Techniques for reducing artifacts in CT and MRI: state of the art. *European Spine Journal* 18, 102-108.

- Suk, S.I., Kim, J.H., Kim, S.S., Lee, J.J., Han, Y.T., 2008. Thoracoplasty in thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 33, 1061-1067.
- Suk, S.I., Kim, W.J., Lee, S.M., Kim, J.H., Chung, E.R., 2001. Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe? *Spine* 26, 2049-2057.
- Sun, L., Song, Y., Liu, L., An, Y., Zhou, C., Zhou, Z., 2013. Bilateral apical vertebral derotation technique by vertebral column manipulation compared with vertebral coplanar alignment technique in the correction of lenke type 1 idiopathic scoliosis. *BMC musculoskeletal disorders* 14, 175.
- Tang, X., Zhao, J., Zhang, Y., 2015. Radiographic, clinical, and patients' assessment of segmental direct vertebral body derotation versus simple rod derotation in main thoracic adolescent idiopathic scoliosis: a prospective, comparative cohort study. *European Spine Journal* 24, 298-305.
- Terai, H., Toyoda, H., Suzuki, A., Dozono, S., Yasuda, H., Tamai, K., Nakamura, H., 2015. A new corrective technique for adolescent idiopathic scoliosis: convex manipulation using 6.35 mm diameter pure titanium rod followed by concave fixation using 6.35 mm diameter titanium alloy. *Scoliosis* 10, S14.
- Thérout, J., Le May, S., Hebert, J.J., Labelle, H., 2017. Back pain prevalence is associated with curve-type and severity in adolescents with idiopathic scoliosis: a cross-sectional study. *Spine* 42, E914-E919.
- Urbanski, W., Wolanczyk, M., Dragan, S., 2016. Efficacy of En Bloc Direct Vertebral Body Derotation (Dvbd) in Idiopathic Scoliosis Treatment. *Global Spine Journal* 6, GO006.
- Vallespir, G.P., Flores, J.B., Trigueros, I.S., Sierra, E.H., Fernández, P.D., Olaverri, J.C.R., Alonso, M.G., Galea, R.R., Francisco, A.P., de Paz, B.R., 2008. Vertebral coplanar alignment: a standardized technique for three dimensional correction in scoliosis surgery: technical description and preliminary results in Lenke type 1 curves. *Spine* 33, 1588-1597.
- Vrtovec, T., Pernuš, F., Likar, B., 2009. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal* 18, 593-607.
- Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., Aubin, C.E., 2012. Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1-13.

- Wagner, M.R., Flores, J.B., Sanpera, I., Herrera-Soto, J., 2011. Aortic abutment after direct vertebral rotation: plowing of pedicle screws. *Spine* 36, 243-247.
- Wang, C., Bell, K., McClincy, M., Jacobs, L., Dede, O., Roach, J., Bosch, P., 2015. Biomechanical comparison of ponte osteotomy and discectomy. *Spine* 40, E141-E145.
- Wang, X., Aubin, C.E., Crandall, D., Parent, S., Labelle, H., 2012. Biomechanical analysis of 4 types of pedicle screws for scoliotic spine instrumentation. *Spine* 37, E823-E835.
- Wang, X., Boyer, L., Le Naveaux, F., Schwend, R.M., Aubin, C.E., 2016. How does differential rod contouring contribute to 3-dimensional correction and affect the bone-screw forces in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation? *Clinical Biomechanics* 39, 115-121.
- Watanabe, K., Nakamura, T., Iwanami, A., Hosogane, N., Tsuji, T., Ishii, K., Nakamura, M., Toyama, Y., Chiba, K., Matsumoto, M., 2012. Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis causes hypokyphosis of the thoracic spine. *BMC musculoskeletal disorders* 13, 99.
- Weinstein, S.L., Dolan, L.A., Cheng, J.C., Danielsson, A., Morcuende, J.A., 2008. Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet* 371, 1527-1537.
- Weinstein, S.L., Dolan, L.A., Wright, J.G., Dobbs, M.B., 2013. Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *New England Journal of Medicine* 369, 1512-1521.
- White, A., Panjabi, M., 1990. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: Lippincott.
- Wiemann, J., Durrani, S., Bosch, P., 2011. The effect of posterior spinal releases on axial correction torque: a cadaver study. *Journal of children's orthopaedics* 5, 109-113.
- Yaszay, B., Bastrom, T.P., Bartley, C.E., Parent, S., Newton, P.O., 2017. The effects of the three-dimensional deformity of adolescent idiopathic scoliosis on pulmonary function. *European Spine Journal* 26, 1658-1664.

ANNEXE A – IMPACT DU CHOIX DES CONDITIONS AUX LIMITES DES ÉTUDES MENÉES EXPÉRIMENTALEMENT SUR LES EFFORTS SUPPORTÉS PAR LES IMPLANTS

1. Efforts supportés par différents montages de dérotation Segmentaire et En Bloc

Les conditions aux limites appliquées dans l'étude expérimentale de Cheng et al. (2010) sur laquelle s'est appuyée la validation (présenté sans la section 5.4.1) ont été modifiées afin de se rapprocher des conditions chirurgicales. La simulation de l'expérimentation a été répétée en modifiant les conditions aux limites: l'encastrement des corps vertébraux a été supprimé. Le segment vertébral a été allongé d'une vertèbre supérieure et une vertèbre inférieure qui ont été encastrées, laissant le segment milieu libre de mouvement. Le reste de la méthodologie a été conservé.

Les résultats montrent que, contrairement à l'étude précédente, la répartition des efforts sur les différents implants du montage n'était plus uniforme lorsque les vertèbres n'étaient pas encastrées (Figures A-1 et A-2). Pour les montages de type En Bloc, on observe une concentration des contraintes sur les vertèbres limites du montage, ce qui nous amène à penser que la répartition des efforts sur les différents points d'ancrage est différente dans les conditions chirurgicales.

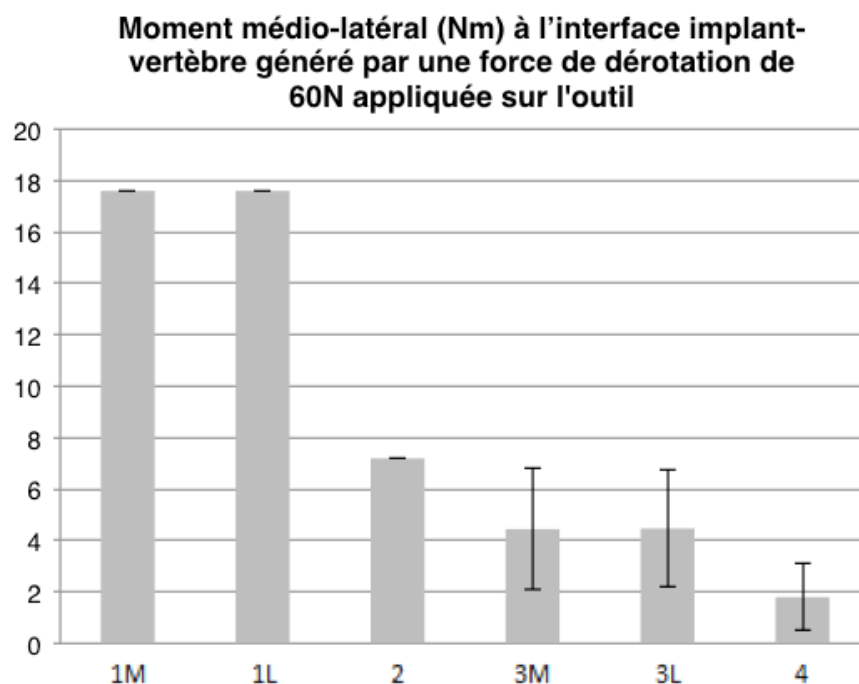


Figure A-1 Répartition inégale des moments médio-latéraux sur les implants des différents niveaux vertébraux des montages En Bloc lorsque les corps vertébraux ne sont pas encastrés (valeur moyenne, minimale et maximale)

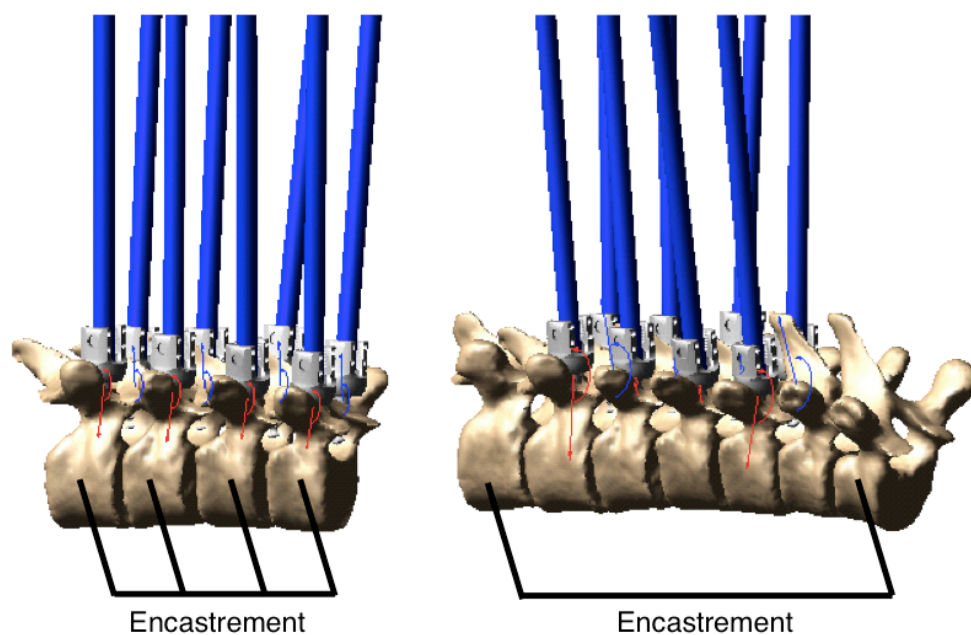


Figure A-2 Répartition différente du moment appliqué sur le montage dans les implants selon les conditions aux limites

2. Effort appliqué sur un dérotateur menant à la rupture de l'instrumentation

L'impact des conditions aux limites imposées dans les études expérimentales investiguant la force appliquée sur un dérotateur menant à la rupture de l'interface os-implant a été investigué (Cheng et al., 2010 ; Parent et al., 2008).

Pour confirmer l'hypothèse que les conditions aux limites d'encastrement imposées dans les études cadavériques induisent une diminution de la valeur de la force à la rupture comparativement aux conditions chirurgicales, une étude numérique par éléments finis a été menée.

Methodologie

Un segment vertébral T8-T10 d'un modèle élément-finis détaillé d'un sujet sain précédemment calibré et validé dans la littérature (modèle SM2S) (Wagnac et al., 2012) a été utilisé pour simuler deux situations de dérotation, avec des conditions aux limites différentes (Figure A-3). L'os cortical et les plateaux vertébraux sont modélisés par des éléments coques (triangulaires), l'os trabéculaire et les éléments postérieurs par des éléments volumiques (tétraèdres) (Hirano et al., 1997). Une loi de type élasto-plastique (Johnson-Cook) modélise le comportement viscoélastique et la rupture avec une méthode d'élimination d'éléments basée sur le critère de déformation pour simuler la propagation de la fracture osseuse. L'os cortical et trabéculaire sont considérés comme des matériaux isotropes homogènes et leurs propriétés sont tirées d'une modélisation par éléments finis inverse. Les propriétés mécaniques des disques intervertébraux, ligaments et facettes articulaires ont été calibrées en se basant sur des données expérimentales (Heuer et al., 2007). Une vis pédiculaire monoaxiale, modélisée par un corps rigide, est placée dans le pédicule de T9 du côté concave de la courbure scoliotique et le contact os/implant contraint par une condition de non-pénétration. Le dérotateur est modélisé comme une extension rigide de la tête de la vis pédiculaire d'une longueur de 22cm (Figure A-3).

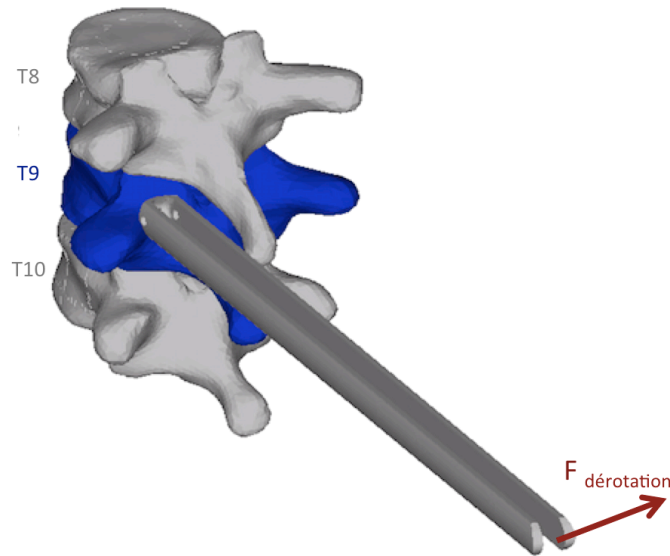


Figure A-3 Modélisation par élément finis du segment T8-T10 pour la simulation de l'application d'une force de dérotation sur la vertèbre T9

Une force croissante linéaire de 0N à 400N a été appliquée sur l'extrémité du dérotateur sur un intervalle de temps de 5 secondes (simulation quasi-statique).

Deux simulations avec différentes conditions aux limites ont été réalisées à l'aide du logiciel HyperMesh (Altair Engineering inc. Troy, Etats-Unis) :

- (1) Encastrement des corps vertébraux de T8-T9-T10
- (2) Encastrement des corps vertébraux de T8 et T10 uniquement

La condition (1) vise à reproduire la méthodologie des études expérimentales, tandis que la condition (2) tend à se rapprocher des conditions chirurgicales où la vertèbre sur laquelle la dérotation est appliquée n'est contrainte que par les liaisons intervertébrales (disque, ligaments, etc.).

La force appliquée sur le dérotateur menant à la rupture de l'interface os-implant a été déterminée. La rupture est identifiée à partir de la suppression d'un groupe d'éléments, signifiant que le seuil de rupture a été dépassé.

Résultats

Les forces appliquées sur le dérotateur menant à la rupture de l'interface os-implant dans les deux simulations étaient différentes (Figure A-4). Avec la condition (1) (encastrement des 3 vertèbres) la rupture apparaît lorsque la force sur le dérotateur atteint 153.7 N ($t=1.921$ s), soit un moment de 33.8 Nm. Lorsque seules les vertèbres T8 et T10 sont encastrees (condition 2), la force à la rupture est de 209.0 N ($t=2.612$ s) soit un moment de 46.0 Nm. L'augmentation de la force à la rupture entre les conditions aux limites (1) et (2) est donc de 36 %. La rupture apparaît sur le même élément, situé au niveau de la pointe de vis, et entraîne une rupture de l'interface os-implant. La répartition des contraintes de Von Mises sur la vertèbre T9 pour une force de 160N sur le dérotateur est différente selon les conditions aux limites imposées. Lorsque le corps vertébral de T9 est encastree (condition 1), on observe des contraintes plus élevées à l'interface os-implant pour une même force appliquée sur le dérotateur, menant à une rupture prématurée comparativement à la condition (2).

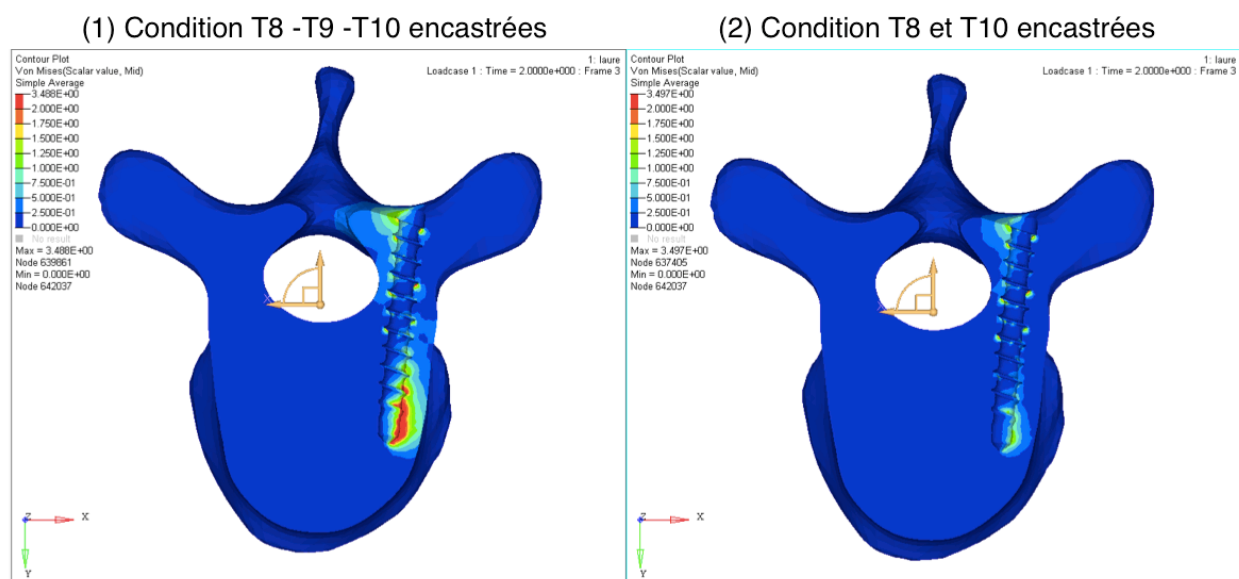


Figure A-4 Lorsque le corps vertébral est encastree (gauche) vs libre en rotation (droite), les contraintes de Von Mises sont plus élevées à l'interface os-implant pour une même force appliquée sur le dérotateur (160N)

Interprétation

Cette étude numérique montre que les conditions d'encastrement des vertèbres lors des tests expérimentaux induisent une sous-estimation de la force menant à la rupture à l'interface os-implant lors des manœuvres de dérotation. Lors de la chirurgie, les vertèbres ne sont pas contraintes par un encastrement lorsque soumises aux manœuvres de dérotation, mais reliées aux vertèbres supérieures et inférieures par des joints intervertébraux flexibles. Ces limites méthodologiques des études expérimentales nous amènent à penser que la force menant à la rupture est sous-estimée dans ces conditions. Ainsi, la valeur des efforts menant à la rupture de l'instrumentation lors de la pratique des dérotations extraite des études expérimentales de la littérature n'est pas adaptée pour la validation des simulations de dérotation. La mesure in vivo intra-opératoire des efforts appliqués pendant la dérotation vertébrale est donc nécessaire pour la validation des simulations numériques de chirurgies de dérotation, et justifie le développement d'un outil.

ANNEXE B – DÉVELOPPEMENT ET CONCEPTION D’UN OUTIL POUR LA VALIDATION DE LA MODÉLISATION DE LA DÉROTATION SEGMENTAIRE : LE SCOLIOLOAD

Un outil a été développé dans l’objectif de mesurer les efforts appliqués par le chirurgien sur le dérotateur durant la manœuvre de dérotation Segmentaire et la dérotation vertébrale résultante. Cet outil a été conçu et produit au laboratoire via une imprimante 3D. Sa fonctionnalité a été testée sur un premier cas chirurgical de SIA lombaire.

Le cahier des charges fonctionnel et le prototype initial de cet outil ont été mis en place par Hugo Jobidon-Lavergne dans le cadre d’un Projet Intégrateur 3 sous ma supervision et celle de Prof. Carl-Éric Aubin. Suite à cette preuve de concept, plusieurs étapes de raffinement du design de l’outil, développement des logiciels, calibration des capteurs et développement du système d’enregistrement des positions ont été poursuivies. L’outil, baptisé “Scolioload” a été présenté et approuvé par les comités d’éthique du CHU Sainte-Justine et de l’École Polytechnique pour son utilisation en chirurgie.

Description de l’outil et son fonctionnement

Le Scolioload a été développé pour poursuivre 2 objectifs :

- (1) mesurer et enregistrer les efforts appliqués perpendiculairement à l’axe des dérotateurs par le chirurgien durant la manœuvre de dérotation Segmentaire
- (2) mesurer et enregistrer la rotation axiale des vertèbres durant la manœuvre de dérotation Segmentaire

Plusieurs contraintes relatives à l’utilisation dans le milieu opératoire ont dû être prises en compte dans le design de l’outil. Notamment, l’outil ne doit pas interférer avec la procédure chirurgicale standard, se placer et se retirer rapidement des dérotateurs. L’outil doit également se conformer aux normes de stérilité dans la salle d’opération.

Fonctionnement général

Le système est composé de plusieurs éléments (Figure B-1). Une poignée imprimée en 3D se place sur le dérotateur par aimantation en quelques secondes (Figure B-2). La poignée contient un capteur de force permettant d'enregistrer l'effort appliqué par le chirurgien sur l'ensemble dérotateur-poignée lors de la manipulation. Un câble relie le capteur de force à un boîtier électronique pour transférer, traiter et enregistrer les données du capteur sur un ordinateur. Une antenne est fixée sur la partie supérieure de la poignée et une caméra est placée sur un trépied dans le but de suivre et enregistrer le déplacement du dérotateur pendant la manœuvre.

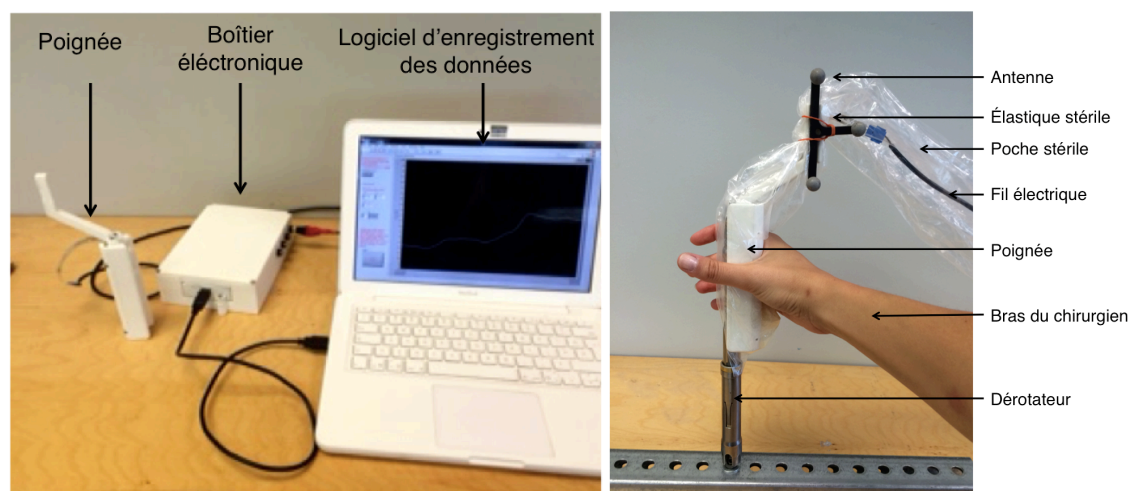


Figure B-1 Composantes du Scolioload

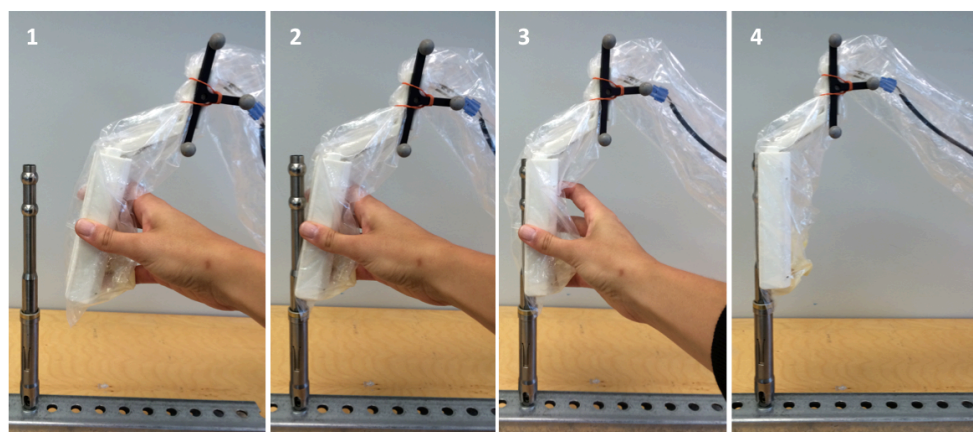


Figure B-2 Installation rapide du Scolioload sur le dérotateur

Planification de l'utilisation en chirurgie

Les équipements non-stériles, à savoir l'ordinateur, la caméra et le trépied sont placés hors de la zone stérile dans la salle d'opération. La caméra est placée au niveau des pieds du patient pour filmer la manœuvre de dérotation. La poignée et le fil électrique, présents dans le champ stérile au dessus du patient, sont quant à eux introduits dans une poche stérile (Microteck Ecolab- 13cm x 244cm) avant le début de la chirurgie (Figure B-3). L'antenne, préalablement stérilisée, est équipée de marqueurs réfléchissants puis placée sur la poignée et fixée à l'aide d'un élastique stérile. Durant la chirurgie, une fois les dérotateurs installés sur les vis pédiculaires et le chirurgien prêt à exécuter la manœuvre de dérotation, l'ingénieur présent dans la salle d'opération démarre l'enregistrement vidéo et l'acquisition des données issues du capteur de force. Le chirurgien applique 2 forces consécutives sur le Scolioload afin de synchroniser les enregistrements des forces et celui de la vidéo. Il place ensuite le Scolioload sur le dérotateur et manipule l'ensemble dérotateur-Scolioload au lieu du dérotateur seul. Pendant que le chirurgien manipule de dérotateur, les forces sont enregistrées en temps réel et la caméra enregistre le mouvement de l'antenne fixée sur la poignée. A chaque niveau vertébral déroté, le Scolioload est remplacé sur le dérotateur d'intérêt. Une fois la dérotation terminée, le Scolioload est retiré des instruments chirurgicaux. L'ingénieur peut alors arrêter la caméra et l'enregistrement du capteur de force.

Mesure des efforts par le Scolioload

Fonctionnement

La poignée est conçue avec l'imprimante 3D MakerBot Replicator 3D à base de filaments d'acide polylactique (PLA). Le design de la poignée est basé sur celui du dérotateur (Depuy Synthes) afin que les deux s'emboîtent (Figure B-3). Ils sont maintenus ensemble par aimantation. La poignée est composée d'une partie extérieure et une partie intérieure, liées ensemble par une glissière, et entre lesquels un capteur de force est placé. Le capteur de force est un FlexiForce (Tekscan, modèle A201), composé d'un matériel piezo-resistif pris entre deux languettes de polyester flexibles ultra-minces. Ses dimensions (0.208 mm d'épaisseur, 14 mm de largeur et 20 cm de longueur) permettent de le glisser entre les parties intérieure et extérieure de la poignée, avec la zone sensible (disque de 9.5 mm de diamètre) au niveau de la butée. Lorsque

le chirurgien applique un effort sur la partie extérieure de la poignée, celle-ci s'enfonce dans la partie intérieure et transmet l'effort sur la zone sensible du capteur (Figure B-3).

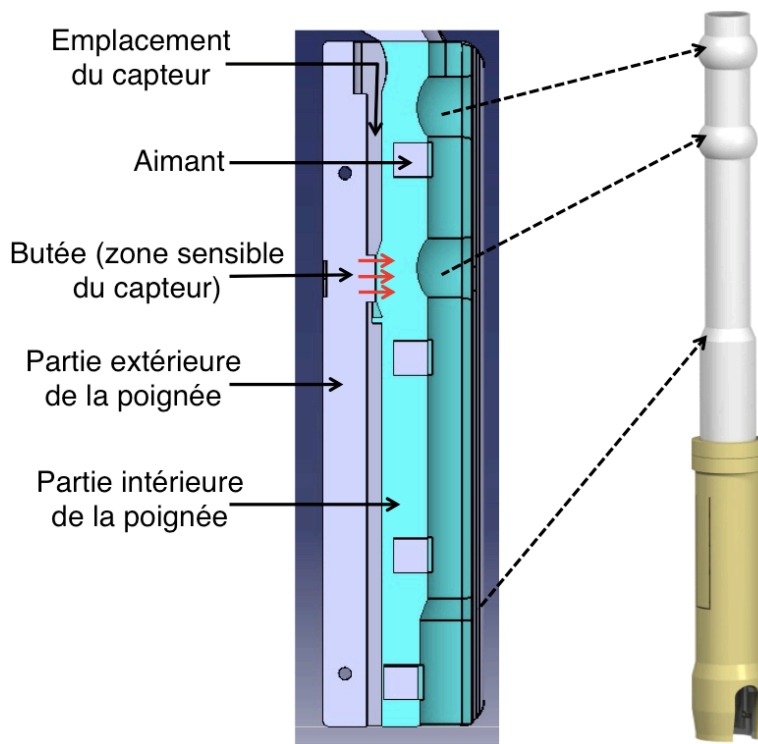


Figure B-3 Vue en coupe de la poignée : composants et fixation de la poignée sur le dérotateur

L'étendue de mesure du capteur a été choisie suite à un test préliminaire auprès du chirurgien. Un dynamomètre a été fixé à un dérotateur installé sur un montage permettant la rotation du dérotateur. Le chirurgien a poussé sur le dérotateur selon une plage de forces « typique » appliquée durant une dérotation, soit entre 20N et 100N. Cela a motivé le choix d'un capteur Flexiforce pouvant mesurer une force de 111N. Le circuit électrique du Flexiforce permettant l'acquisition du signal a été réalisé sur une plaque sans soudure (development board), et la résistance des potentiomètres adaptée à la plage de forces choisies. Un DAQ Assistant (National Instruments) a été utilisé afin de traiter les données reçues du capteur de force avec le logiciel Labview (info du software) via un port USB. La fréquence d'enregistrement a été réglée à 100 Hz afin d'enregistrer suffisamment de données le temps d'une manœuvre de dérotation (quelques secondes).

Calibration du capteur de force

Le capteur de force a été calibré en suivant les directives de la norme ASTM E-74 “Calibration of Force-Measuring Instruments for Verifying the Force Indication of Testing Machines”. L’équation de calibration reliant la réponse en voltage (V) du capteur à la force (N) appliquée sur le capteur a été établie en laboratoire à l’aide d’une machine MTS Mach 1 (Biomomentum). Le Scolioload a été installé en position horizontale sur un dérotateur et 10 niveaux de forces comprises entre 0N et 100N ont été appliqués via un contrôle en déplacement de la machine (Figure B-4). La procédure de calibration suivie est la suivante:

- Application de 2 préchargements à force maximale pour limiter les effets d’hystérésis et de dérive du capteur
- Application de 30 chargements :
 - 10 paliers de forces différents compris entre 0N et 100N
 - Forces appliquées incrémentalement avec un retour à 0N après 3 paliers (Figure B-4)
 - Répétition de la série à 2 reprises (3 séries)

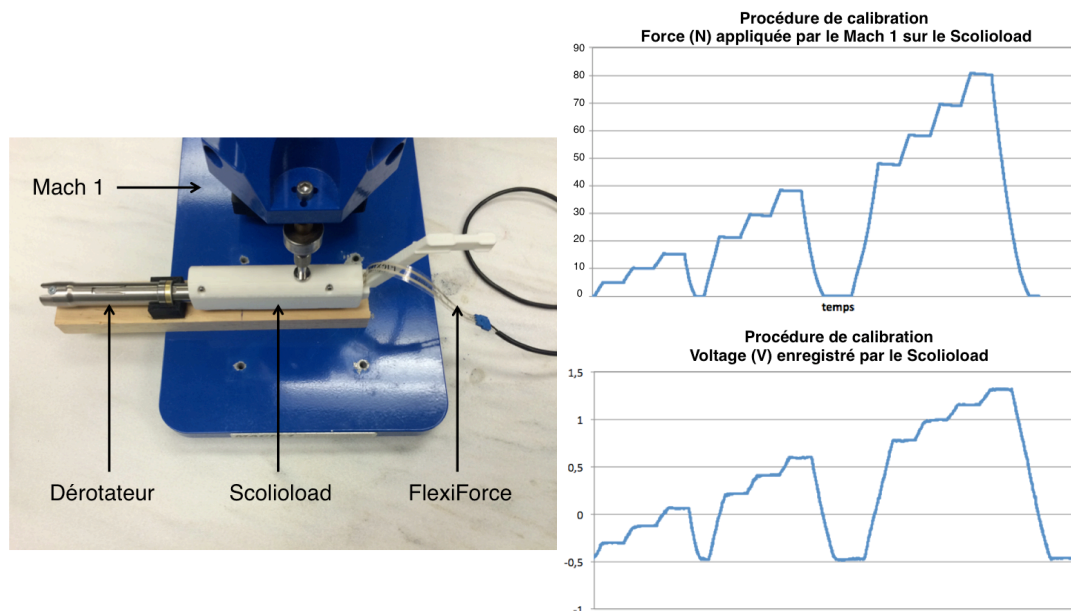


Figure B-4 Calibration du capteur de force

La Figure B-5 illustre le voltage enregistré par le Scolioload pour les 3 séries de forces appliquées. L'adéquation de l'équation de régression aux données expérimentales est caractérisée par un R^2 de 0.998 avec une erreur maximale de 2.1 N. La précision du capteur, calculée par la déviation standard de la différence entre la force appliquée et la force mesurée, est de 0.75 N.

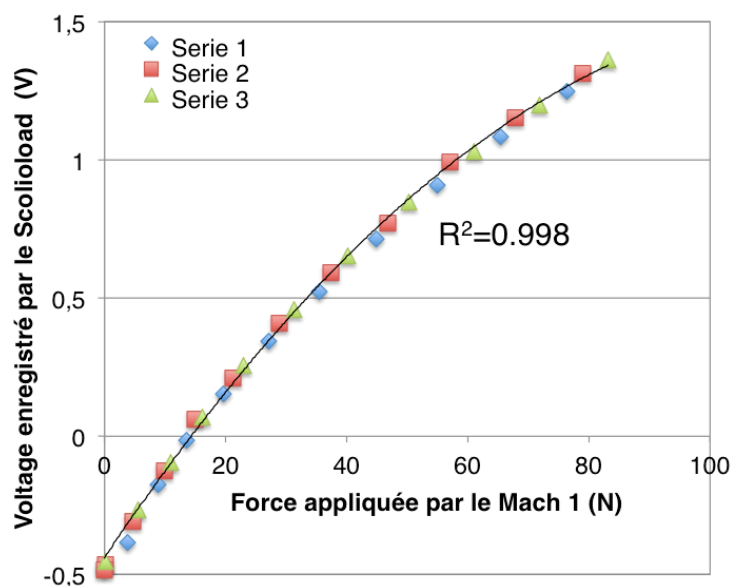


Figure B-5 Établissement de l'équation de calibration du capteur de force

Validation de la mesure d'efforts

Dans l'objectif de valider la calibration du capteur, le Scolioload a été placé sur un dérotateur fixé verticalement sur un montage, situation qui se rapproche du cas chirurgical. A l'aide d'une poulie, le montage permettait de suspendre des poids étalons à une sangle placée sur le Scolioload, reproduisant l'application d'une force par la main du chirurgien (Figure B-6). Sept poids étalons entre 20N et 85N ont été appliqués sur le montage. La Figure B-6 montre la corrélation entre la force appliquée et la force mesurée par le Scolioload, avec une erreur maximale de 3N.

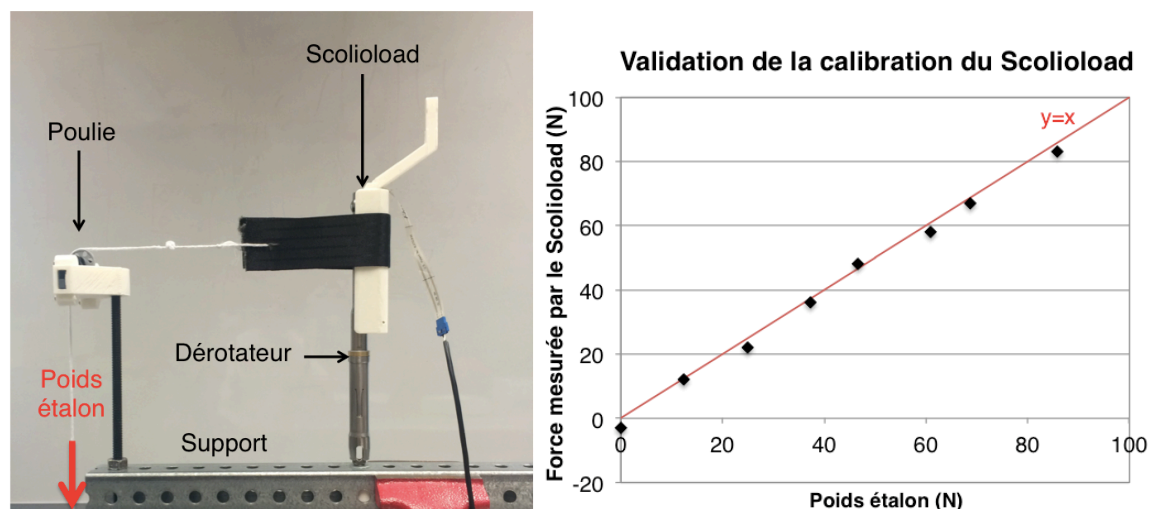


Figure B-6 Validation de la calibration du capteur de force

Mesure des déplacements en rotation axiale par le Scolioload

Fonctionnement

La mesure de l'évolution de la rotation axiale du dérotateur est basée sur la capture du mouvement de l'antenne placée sur le Scolioload sur un enregistrement vidéo. Le Scolioload est équipé d'un bras excentré qui permet de placer l'antenne dans le sens qui permettra la meilleure visualisation sur la caméra et diminuera l'encombrement pour l'accès au rachis durant les manoeuvres. L'antenne comporte des marqueurs réfléchissants qui se distinguent sur la vidéo lorsque le flash est activé (Figure B-7). La caméra est placée en dehors de la zone stérile, au niveau de la tête ou des pieds du patient, perpendiculairement à la table d'opération, inclinée dans le plan sagittal pour visualiser les dérotateurs (Figure B-8).

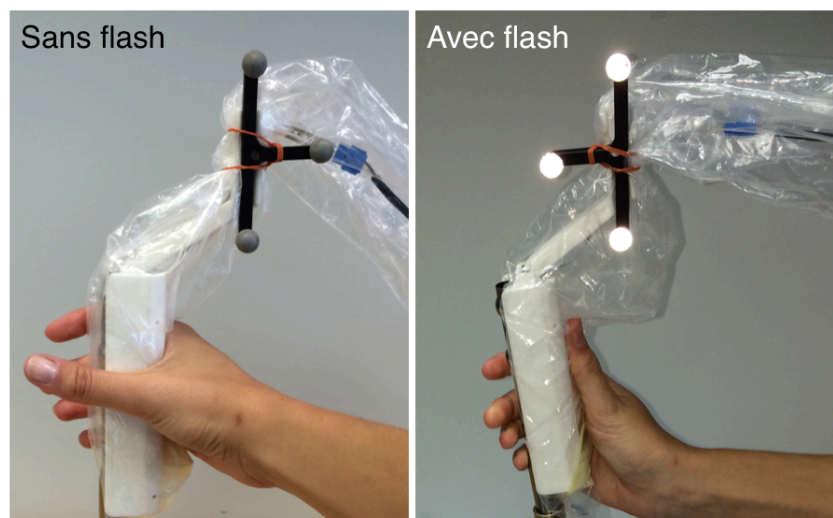


Figure B-7 Visualisation améliorée des marqueurs réfléchissants avec l'utilisation d'un flash

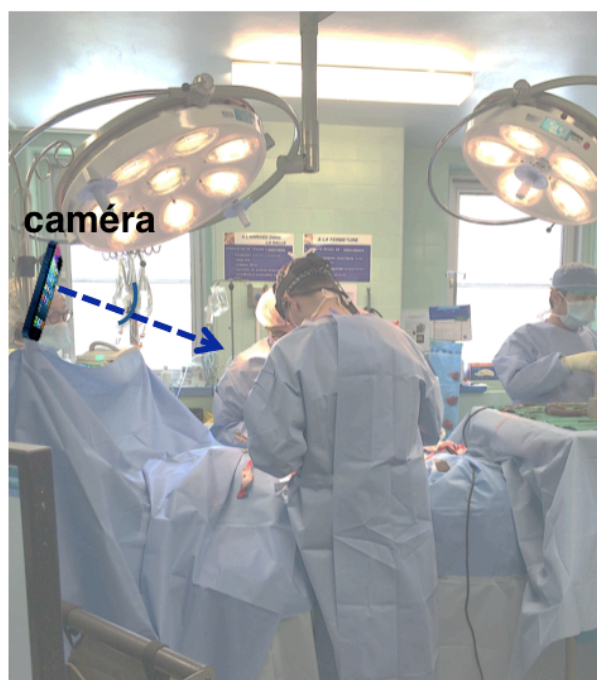


Figure B-8 Positionnement de la caméra dans la salle d'opération

Le logiciel Tracker, outil d'analyse vidéo en libre accès, est utilisé pour mesurer l'évolution de la rotation axiale du dérotateur dans le plan transverse. Deux des marqueurs de l'antenne sont identifiés manuellement sur l'image servant de référence, soit celle avant le début de la

manœuvre de dérotation vertébrale. Le logiciel identifie ensuite automatiquement la position des marqueurs sur chaque image de l'enregistrement (Figure B-9). Les données sont exportées dans Matlab pour calculer l'évolution de la rotation axiale. La rotation de l'antenne est définie comme le produit vectoriel entre le vecteur joignant les 2 marqueurs sur chaque image et celui sur l'image de référence. Ainsi, on obtient l'évolution de la rotation axiale de l'antenne au cours de la manœuvre de dérotation Segmentaire. Considérant que l'antenne est rigidement fixée au dérotateur, qui lui même est fixé à la vis pédiculaire (on néglige les jeux entre les éléments), on déduit de cette mesure l'évolution de la rotation axiale vertébrale.

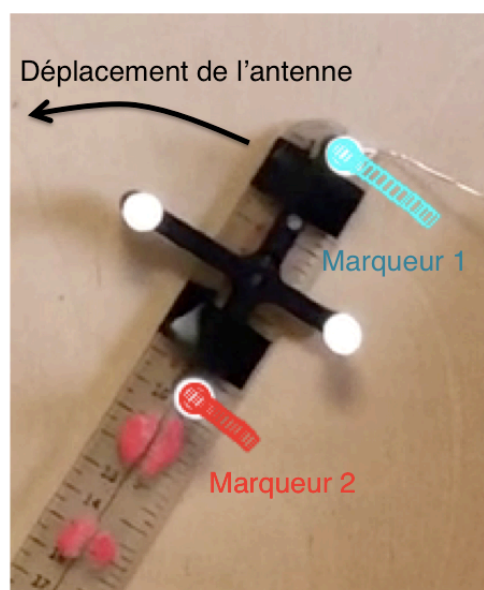


Figure B-9 Identification automatique de la position des marqueurs lors du déplacement de l'antenne

Validation de la méthode de mesure de la rotation axiale avec le système Polaris

L'exactitude de la mesure de rotation calculée via l'enregistrement vidéo et le logiciel Tracker a été évaluée en comparant les résultats à ceux obtenus par le système de navigation optique Polaris Spectra (NDI Medical). Le Polaris Spectra, considéré ici comme la méthode de référence, est un système hautement précis permettant de calculer la position et l'orientation 3D d'un objet équipé d'une antenne à marqueurs réflectifs, dans un système de coordonnées défini (exactitude de 0.4° en rotation axiale). Compte tenu des exigences en salle d'opération, la caméra doit surmonter un drap stérile pour visualiser les dérotateurs. Ainsi, le plan de la caméra ne peut être parfaitement

placé dans le plan transverse, mais doit être incliné en plongée (Figure B-8). L'influence de cette inclinaison sur l'exactitude de la mesure de la rotation a également été évaluée.

Une antenne à marqueurs réfléchissants identique à celle utilisée sur le Scolioload a été fixée sur un goniomètre et placée verticalement. Le Polaris Spectra a été placé 1m50 du montage de sorte que l'antenne évolue dans la zone de mesure du système. La caméra a été placée sur un trépied à une distance de 1m (situation chirurgicale). L'angle de plongée de la caméra a été successivement fixé à 0°, 5°, 10°, 15° et 20°. Un mouvement de rotation a été imposé à l'antenne pour reproduire son déplacement durant une manoeuvre de dérotation. À partir de sa position initiale, l'antenne a été déplacée par palier de 10° jusqu'à atteindre 80° de rotation pour les 5 inclinaisons de la caméra. L'enregistrement du Polaris Spectra et celui mesuré sur la vidéo sont présentés à la Figure B-10.

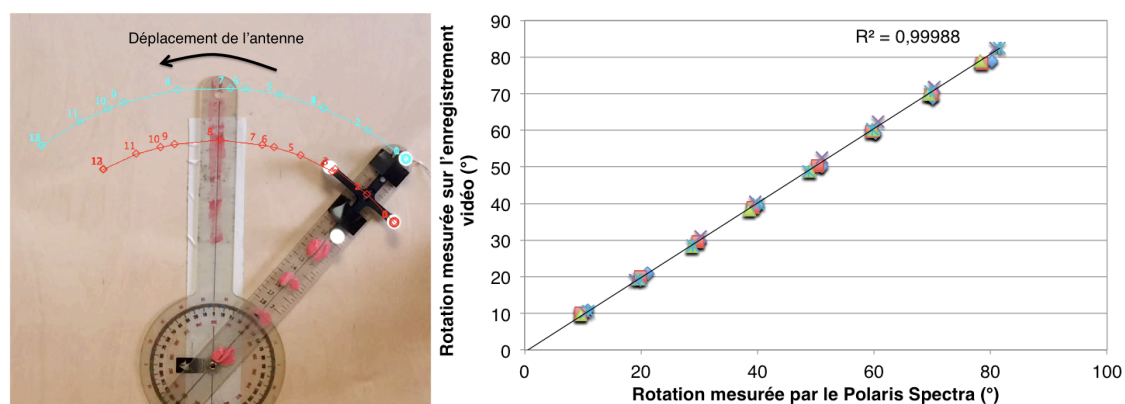


Figure B-10 Montage et corrélation entre la rotation axiale mesurée par le Polaris Spectra et sur l'enregistrement vidéo pour les 5 inclinaisons de la caméra en plongée

Tableau B-1 Erreur de mesure maximale de la rotation axiale selon l'inclinaison de la caméra en plongée

Inclinaison en plongée de la caméra	Différence maximale entre la mesure du Polaris et celle de l'enregistrement vidéo
0°	1.3°
5°	0.3°
10°	0.7°
15°	1.7°
20°	1.1°

La différence moyenne entre les rotations mesurée par le Polaris et l'enregistrement vidéo était de 0.8°, avec une erreur maximale de 1.7° pour les 5 inclinaisons de la caméra en plongée (Tableau B-1).

Résumé des spécifications du Scolioload

Tableau B-2 Spécifications du Scolioload

SPÉCIFICATIONS	Mesure de la Force	Mesure de la Rotation
Unité de mesure	Newton (N)	Degrés (°)
Vitesse d'acquisition	100 Hz	30 Hz
Plage de mesure	0N – 90N	0° - 80°
Précision de la mesure	0.75 N (erreur max 3 N)	0.8° (erreur max 1.7°)

Preuve de concept

Pratique pré-chirurgie

Avant son utilisation en chirurgie, le Scolioload a été testé sur un banc de simulation de chirurgie afin de s'assurer de sa bonne fonctionnalité en situation chirurgicale. Ce rachis synthétique imprimé en 3D a été précédemment développé par Jean-Christophe Boulanger en se basant sur la reconstruction 3D d'un patient scoliotique. L'étape de synchronisation entre l'enregistrement vidéo et celui des efforts, et la manœuvre de dérotation simulée ont été pratiquées avec succès. Le Scolioload a été en mesure d'enregistrer l'effort appliqué sur le dérotateur et la rotation axiale résultante, démontrant ainsi sa capacité à être introduit dans le milieu chirurgical.

Utilisation en chirurgie

Le Scolioload a été testé avec succès sur un premier cas chirurgical. La patiente présentait une scoliose lombaire avec un angle de Cobb T12-L3 de 41° (Figure B-11) :

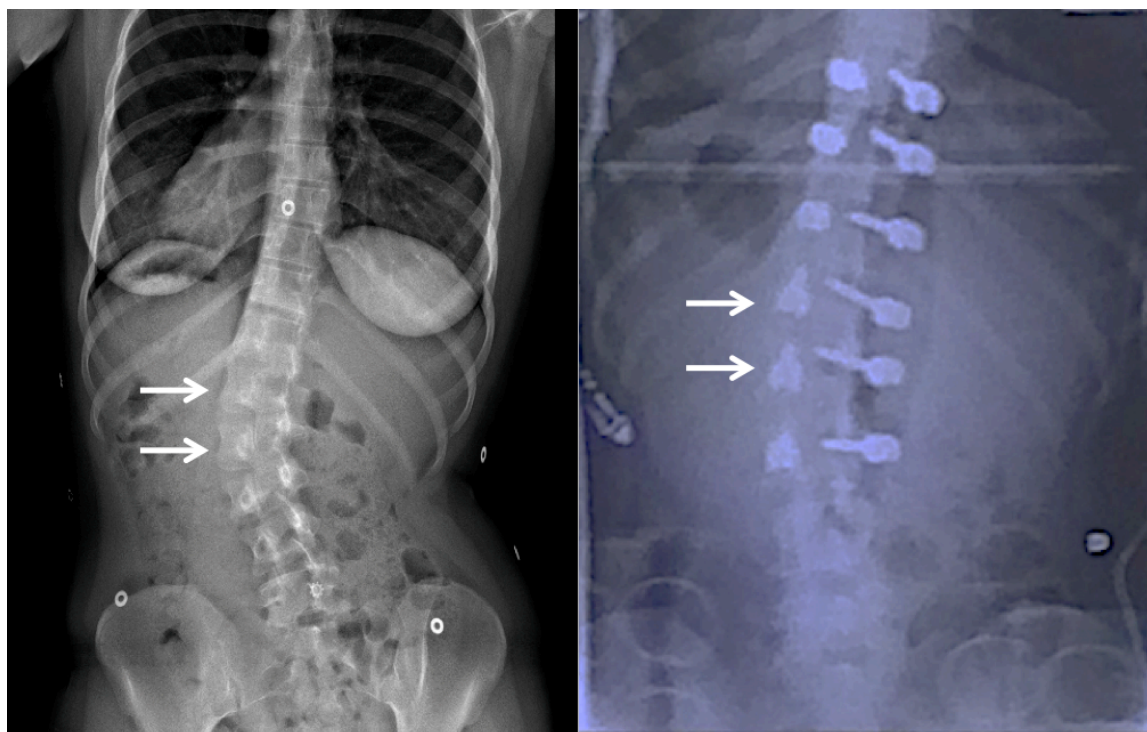


Figure B-11 Vertèbres dérotées sur les radiographies coronales préopératoire et peropératoire

Le cas a été instrumenté par abord postérieur sur le segment T10-L3, et les vertèbres L1 et L2 ont été manipulées par une manoeuvre de dérotation équipée du Scolioload. Les efforts appliqués sur les dérotateurs des vertèbres L2 puis L1 ont été enregistrés (Figure B-12) et l'évolution de la rotation mesurée à l'aide du logiciel Tracker sur la vidéo de la chirurgie (Figure B-13).

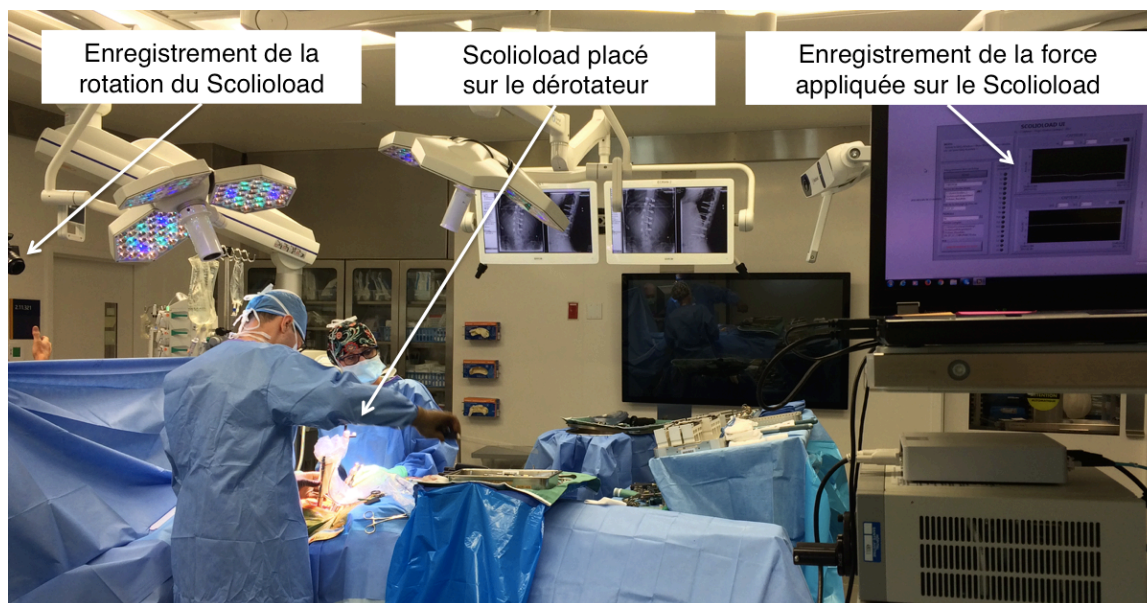


Figure B-12 Utilisation du Scolioload sur un cas chirurgical

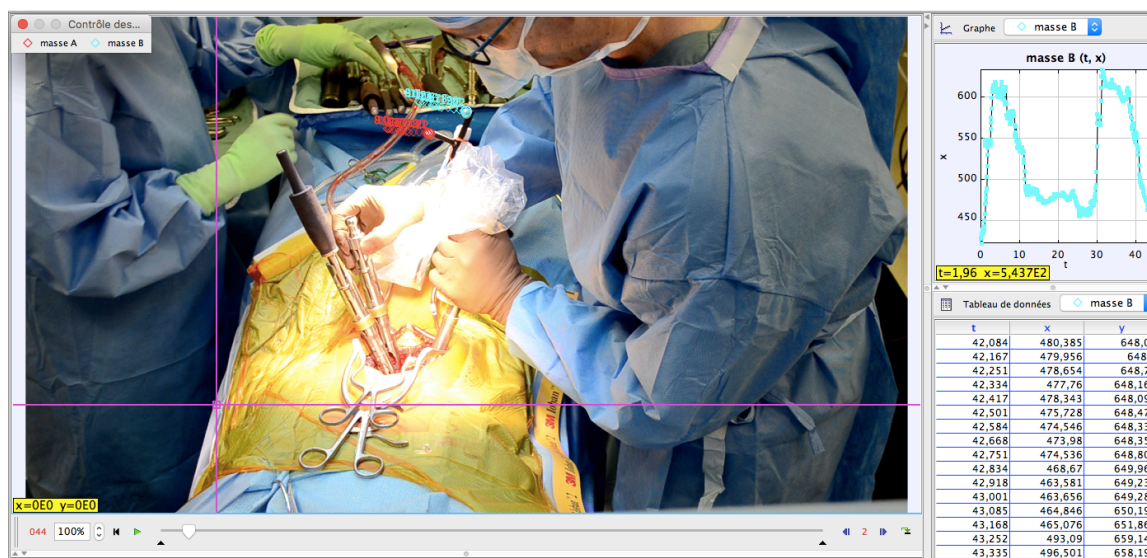


Figure B-13 Analyse de l'évolution de la rotation du Scolioload pendant la manoeuvre de dérotation à l'aide du logiciel Tracker

La Figure B-14 montre l'évolution de l'effort appliqué sur le dérotateur et l'évolution de la rotation du dérotateur pendant la dérotation des niveaux L1 et L2.

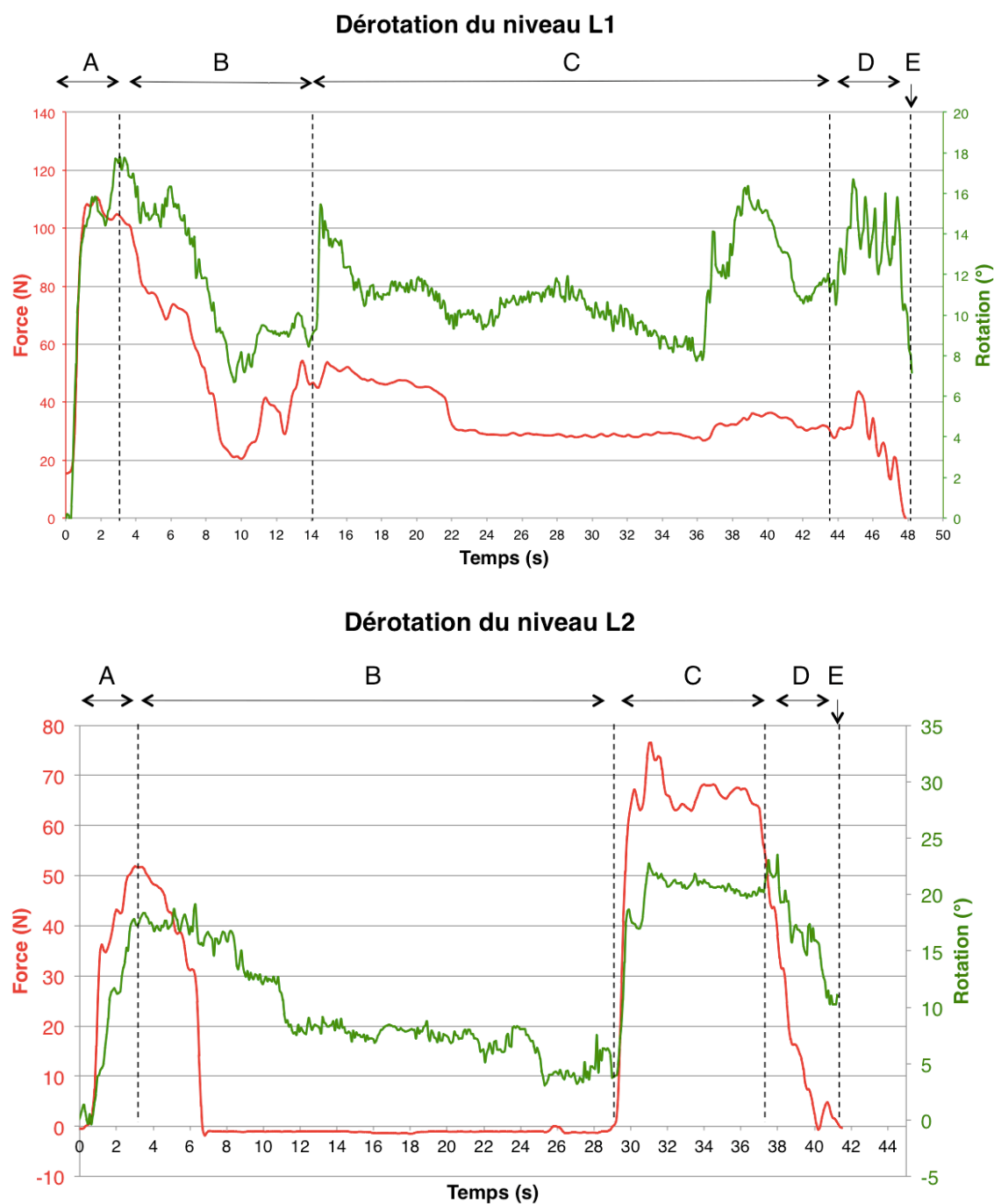


Figure B-14 Évolution de l'effort appliqué sur le dérotateur (rouge) et de la rotation résultante (vert) lors des dérotations des vertèbres L1 et L2

Ces enregistrements permettent de décortiquer la manoeuvre de dérotation d'un niveau vertébral en plusieurs étapes, résultant en une variation des efforts appliqués sur le dérotateurs (Figure B-14):

- A Dérotation de la vertèbre : augmentation soudaine de la force appliquée par le chirurgien résultant en une correction de la rotation de la vertèbre
- B Capture de la tige sur le niveau vertébral déroté : diminution de la force appliquée sur le dérotateur et perte de correction de la rotation axiale
- C Maintien de la derotation, ajustements de la correction et installation de l'outil de serrage des implants : variation de la force appliquée sur le dérotateur et gain de correction selon les ajustements
- D Serrage des implants : diminution de la force appliquée sur le dérotateur et légère perte de correction
- E Fin de la manoeuvre : Relâchement des efforts appliqués sur le dérotateur

On constate que la force appliquée en chirurgie sur un dérotateur atteint jusqu'à 110 N au niveau du capteur. Considérant un bras de levier de 20 cm, cette force résulte en un moment de 22 Nm à l'interface implant-vertèbre, ce qui dépasse de 1.8 fois (12Nm Parent et al.) à 5.5 fois (4Nm Cheng et al) le moment menant à la rupture de l'interface os-implant reporté dans la littérature.

L'utilisation de cet outil sur un premier cas chirurgical débute la mise en œuvre d'une approche de validation de l'outil numérique de simulation de manoeuvres de dérotation. L'utilisation de cet outil sur un plus grand nombre de cas chirurgicaux et la confrontation des données expérimentales aux simulations de manoeuvres de dérotation permettront la validation des modèles numériques.